

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrankheiten
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg
(Direktor: Professor Dr. M. E. Wigand)

QUANTITATIVE COMPUTERTOMOGRAPHIE DES INNEREN GEHÖRGANGES UND KLEINHIRNBRÜCKENWINKELS

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Günter Roßmeißl
aus Erlangen

1983

1983 № 241



Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkranke
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg
(Direktor: Professor Dr. M. E. Wigand)

QUANTITATIVE COMPUTERTOMOGRAPHIE DES INNEREN GEHÖRGANGES UND KLEINHIRNBRÜCKENWINKELS

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Günter Roßmeißl
aus Erlangen

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Dekan: Prof. Dr. V. Becker

Referent: Prof. Dr. M.E. Wigand

Tag der mündlichen Prüfung: 27.06.1983



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546208_0046

INHALT

- 1. Einleitung
 - 1.1 Historischer Rückblick
 - 1.2 Konventionelle Tomographie
 - 1.3 Grundlagen der Computertomographie (CT)
 - 1.3.1 Heutige CT-Geräte
 - 1.4 Problemstellung
 - 1.5 Zielsetzung

- 2. Material und Methode
 - 2.1 Verwendete Geräte
 - 2.1.1 Untersuchungsanlage
 - 2.1.2 Auswertegerät
 - 2.2 Untersuchte Fälle
 - 2.3 Ablauf der computertomographischen Untersuchung
 - 2.4 Verwendete Funktionen des Auswertegerätes
 - 2.5 Auswertung der Meßdaten
 - 2.5.1 Optische Beurteilung des Bildes
 - 2.5.2 Messungen im inneren Gehörgang
 - 2.5.2.1 Meßprofile
 - 2.5.2.2 Festlegung des Meßfeldes im inneren Gehörgang
 - 2.5.2.3 Histogramm über das Meßfeld
 - 2.5.3 Messungen vor dem inneren Gehörgang
 - 2.5.3.1 Einzeichnen des Meßfeldes vor dem inneren Gehörgang
 - 2.5.4 Messungen am Tumorgewebe
 - 2.5.5 Referenz-Meßbereich

- 3. Ergebnisse
 - 3.1 Diagnosen und Befunde
 - 3.2 Ergebnisse der Auswertung
 - 3.2.1 Formanalyse der Histogramme
 - 3.2.2 Messungen im inneren Gehörgang
 - 3.2.2.1 Meßprofile
 - 3.2.2.2 Ergebnisse bei Normalbefunden



- 3.2.2.3 Ergebnisse bei Tumorfällen
- 3.2.3 Messungen vor dem inneren Gehörgang
- 3.2.3.1 Ergebnisse bei Normalbefunden
- 3.2.3.2 Ergebnisse bei Tumorfällen
- 3.2.4 Meßergebnisse im Tumorgewebe
- 3.2.5 Ergebnisse der Referenzmessungen

- 4. Diskussion
- 4.1 Computertomographische Diagnostik von Tumoren
im inneren Gehörgang und im Kleinhirnbrückenwinkel
- 4.2 Qualität computertomographischer Messungen und
Abbildungseigenschaften
- 4.2.1 Räumliches Auflösungsvermögen
- 4.2.2. Dichteauflösung
- 4.2.3 Artefakte
- 4.2.3.1 Definition
- 4.2.3.2 Linearer und nichtlinearer Teilvolumeneffekt
- 4.2.3.3 Spektraler Aufhärtungseffekt
- 4.3 Bewertung der Meßergebnisse
- 4.4 Schlußfolgerungen

- 5. Zusammenfassung

- 6. Literaturhinweise

1. Einleitung

1.1 Historischer Rückblick

Bereits im Jahre 1912 - siebzehn Jahre nach Entdeckung der Röntgenstrahlen - wies HENSCHEN darauf hin, daß Akustikusneurinome (AN) vom lateralen Ende des inneren Gehörganges (canalis acusticus internus = CAI) ausgehen und deutete die Möglichkeit an, diese Tumoren mittels der Röntgentechnik zu diagnostizieren (18, 19, 20, 21).

1963 beschrieb CORMACK erstmalig eine geschlossene Theorie für ein neuartiges Röntgenschnittbildverfahren. In seinen Arbeiten sind wichtige Grundlagen für die jüngste große Fortentwicklung der Röntgendiagnostik - die Computertomographie (CT) - enthalten (7, 8, 9).

Dem Engländer HOUNSFIELD gelang es dann im Jahre 1971 ein für den klinischen Einsatz brauchbares CT-Gerät zu realisieren. Damit war es erstmals möglich, auf röntgenologischem Wege Weichteile nicht nur nach Lage, Form und Größe, sondern auch nach der Dichte zu beurteilen. Dieses Gerät war ausschließlich für Schädeluntersuchungen geeignet (22, 23, 24).

Innerhalb weniger Jahre wurden CT-Geräte und Untersuchungstechniken zu einer Perfektion entwickelt, daß man heute sowohl die neuartigen diagnostischen Möglichkeiten dieser Erfindung, als auch deren überaus rasche Einführung an allen großen klinischen Zentren geradezu als revolutionär bezeichnen kann. Die Weiterentwicklung der Computertomographie dauert an und ihre vielfältigen Anwendungsmöglichkeiten werden ständig erweitert.

1.2 Konventionelle Tomographie

Die röntgenologische Untersuchungsmethode der Tomographie (= Schichtaufnahme) ist seit dem Jahre 1932 bekannt (ZIEDESES DES PLANTES).

Zweck der Tomographie ist es, die Überlagerung des Aufnahmezieles durch Schatten nicht interessierender Körperteile zu verhindern, das Aufnahmeziel gewissermaßen aus seiner anatomischen Nachbarschaft herauszuisolieren.

Das Prinzip der konventionellen Tomographie besteht darin, daß Röntgenröhre und Röntgenfilm gegensinnig um die abzubildende Schichtebene bewegt werden.

Im Gegensatz zum Summationsbild der RöntgenÜbersichtsaufnahme, deren Beurteilung häufig durch Überlagerungseffekte gestört wird, ist die scharf abgebildete Drehebene der Tomographie nur noch von Schatten überlagert, die durch die Bewegung verwischt sind.

Zwar ist die räumliche Auflösung in der abgebildeten Ebene hervorragend, die Kontrastempfindlichkeit allerdings äußerst gering.

1.3 Grundlagen der Computertomographie

Einer ganz anderen Technik zur Erstellung von Schichtaufnahmen bedient sich die Computertomographie:

Während bei der konventionellen Röntgenaufnahmetechnik der Röntgenstrahl nach Durchdringen des Körpers unmittelbar einen photographischen Film belichtet, wird bei der Computertomographie die Intensität des durch den Körper geschwächten Röntgenstrahles durch ein Meßgerät (Detektor), gemessen. Der Meßwert wird in ein elektronisches Signal umgewandelt und gespeichert.

Röntgenröhre und Detektor sind starr miteinander verbunden und werden entweder linear (Translationsgerät) oder rotierend (Rotationsgerät) um den Aufnahmegegenstand bewegt. Während des Bewegungsvorganges wird eine Vielzahl von eng gebündelten Röntgenstrahlen ausgesandt, deren Intensität gemessen und gespeichert wird.

Bei den Translationsgeräten muß nach jedem linearen Abtastvorgang das Gerät um ein Winkelgrad gedreht werden, um dann das Objekt erneut linear abzutasten (Translations-Rotationsprinzip, sogenannte erste und zweite Generation der Computertomographen).

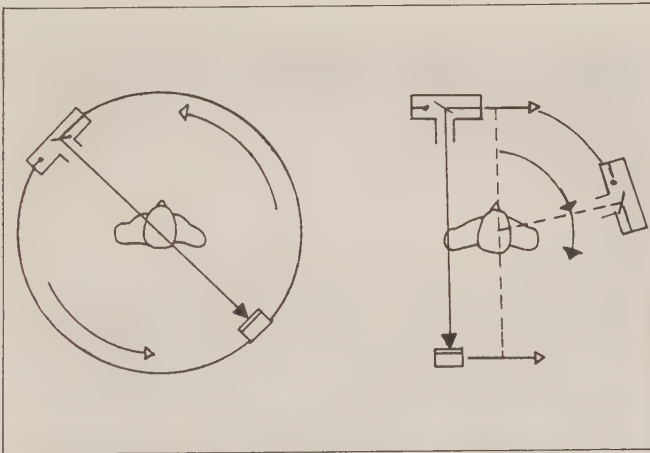


Abb. 1: Rotationssystem und Translations-Rotationssystem

Der Meßwert für den einzelnen Strahl stellt die Summe der Gesamtschwächung durch die nacheinander durchdrungenen Gewebe dar.

Die untersuchte Schicht läßt sich in eine Vielzahl einzelner Quader (Volumenelemente = VOXEL) zerlegen, die die geometrischen Schnittpunkte der einzelnen Röntgenstrahlen repräsentieren. Jeder Röntgenstrahl hat auf

seinem Wege durch das Gewebe eine bestimmte Kombination von Quadern aus einer bestimmten Richtung durchdrungen. Der Schwächungswert des einzelnen Volumenelementes errechnet sich aus den Schwächungswerten der Einzelstrahlen, die sich in diesem VOXEL schneiden. Die Berechnung kann man sich vereinfacht so vorstellen, daß die Schwächungswerte eines jeden Strahles, der ein bestimmtes VOXEL schneidet, zum Gesamtschwächungswert dieses VOXELS aufaddiert werden. Auf diese Weise entsteht das Gittersystem der einzelnen Elementarvolumina, die sogenannte MATRIX.

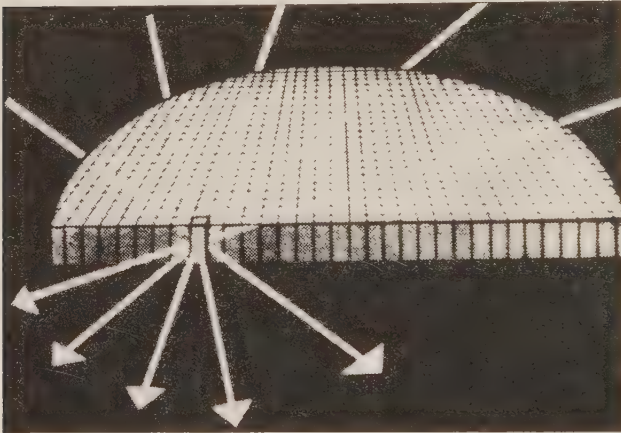


Abb. 2: Die Untersuchungsschicht wird rechnerisch in eine Vielzahl einzelner Volumenelemente unterteilt: das Gitternetz der Matrix. Jedes Volumenelement ist Schnittpunkt der einzelnen Röntgenstrahlen.

Die Berechnung der Meßwerte erfolgt von einem der Röntgensichtanlage angeschlossenen Computer. Die Schwächungswerte der Elementarvolumina und ihre räumliche Verteilung können als Rasterbild dargestellt werden. Die Bildwiedergabe erfolgt mit den Mitteln der

Fernsehtechnik in Form eines Graustufenbildes. Hohe Schwächungswerte (z.B. Knochen) erscheinen im Bild hell, niedrige (z.B. Luft) dunkel.

Es sind auch zahlenmäßige Ausdrücke der Schwächungswerte möglich oder auch Farbwiedergaben einzelner Wertebereiche. Die Schwächungswerte werden nach dem Erfinder der Computertomographie in HOUNSFIELD-Einheiten (HE oder H, im Englischen HU) angegeben, stellen aber eine dimensionslose Zahl dar. Hounsfield-Einheiten können Werte von -1000 H bis +2000 H annehmen.

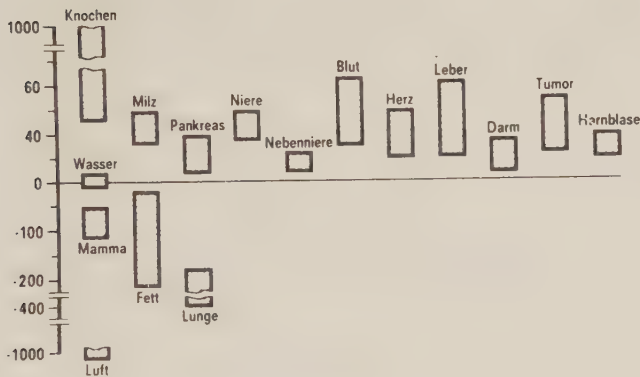


Abb. 3: CT-Wertebereiche verschiedener Gewebearten

Da es nicht möglich ist, 3000 Helligkeitsstufen auf einem Bildschirm wiederzugeben, wählt man jeweils nur den interessierenden Bereich aus, der dann über die ganze Grauwertskala gespreizt wird. Einen derartigen Ausschnitt der Hounsfieldskala nennt man "Fenster".

Die Vorteile der Computertomographie sind:

1. Zum aufgenommenen Querschnittsbild tragen nur die Schwächungswerte in der gemessenen Körperschicht bei: Es gibt keine Überlagerungsschatten durch andere Schichten.
2. Es sind bereits geringe Absorptionsunterschiede deutlich erkennbar, so daß eine hervorragende Weichteildiagnostik möglich wird.
3. Die dargestellten Schwächungswerte liegen auch quantitativ vor und können somit unterschiedlichen Geweben, Organen und evtl. pathologischen Veränderungen zugeordnet werden.
4. Das als Datensatz im Computer vorhandene Bild bietet sich für eine weitere präzise definierbare Verarbeitung und Auswertung nach verschiedenen Gesichtspunkten an (33).

1.3.1 Heutige CT-Geräte

Um exakte Meßwerte zu erhalten, muß der Körper während der ganzen Untersuchung unbedingt ruhig bleiben. Dies bedingt einen möglichst schnell ablaufenden Meßvorgang. Um den Untersuchungsvorgang zu verkürzen, verwendet man heute nicht mehr einen einzelnen Röntgenstrahl, sondern ein Strahlenbündel, Fächerstrahl (=FANBEAM) genannt. Die geschwächten Strahlen werden nach Durchdringen des Körpers von einer Reihe von Strahlungsdetektoren registriert. Röntgenröhre und Strahlungsempfänger führen synchrone Rotationsbewegungen um das Meßobjekt aus. Bei einer anderen Konstruktionsweise wird das kreisförmige System der Detektoren nicht bewegt, nur die Röntgenröhre führt die Rotationsbewegungen aus. Der Patient wird in jeder Röhrenposition durch eine Vielzahl von Strahlen, definiert als Verbindungslinien von Röhre und Detektorelement, abgetastet (aus dem englischen Sprachgebrauch - to scan = abtasten - kommt die Bezeichnung SCANNER für CT-Gerät).

Bei diesen Systemen der bereits dritten und vierten Generation der Computertomographen beträgt die kürzestmögliche Aufnahmezeit etwa zwei bis fünf Sekunden.

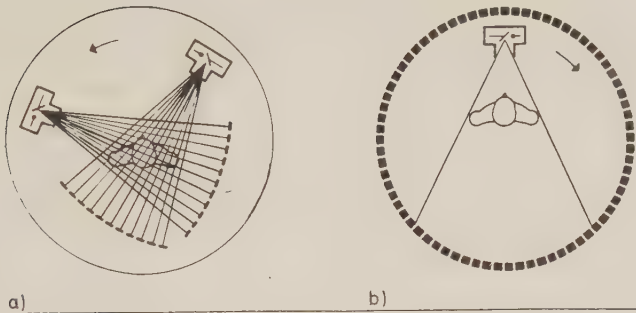


Abb. 4: Moderne CT-Geräte mit Fächerstrahl und
a) rotierendem bzw. b) stationärem Detektorsystem

1.4 Problemstellung

Jeder verdrängend oder infiltrativ wachsende Prozeß im inneren Gehörgang oder im Kleinhirnbrückenwinkel (Neurinome verschiedener Hirnnerven, Meningeome, Metastasen, Glomus jugulare Tumoren, Cholesteatom) kann wegen der besonderen anatomischen Verhältnisse dieser Region bereits in sehr frühen Tumorstadien zu Läsionen an Hirnnerven, Stammhirn und Blutgefäßen führen. Deshalb ist eine Diagnose derartiger Prozesse zu einem möglichst frühen Zeitpunkt des Tumorstadiums erforderlich, um den Patienten rechtzeitig einer Therapie zuführen zu können. Bei einem Akustikusneurinom ergeben sich beispielsweise folgende besonderen Aspekte der Frühdiagnose des Tumors:

- Die Chancen für die Erhaltung des Hörvermögens auf der betroffenen Seite sind umso größer, je kürzer der Druck, bzw. die Dehnung durch den Tumor auf den cochleären Anteil des Nervus statoacusticus (N.VIII) einwirkt.

- Die Gefahr einer intraoperativen oder postoperativen Blutungskomplikation erhöht sich mit zunehmender Größe und Vaskularisierung des Tumors. Bei großen Tumoren muß u.U. die Arteria cerebelli inferior anterior (AICA) soweit proximal ligiert werden, daß ischämisch bedingte Kolliquationsnekrosen im Bereich der Pons und des oberen Drittels der Medulla oblongata resultieren.

- Das Wachstum des Tumors kann zu einer Kompression der Arteria labyrinthi mit nachfolgender Degeneration der Cochlea führen.

- Auf dem gefahrloseren transtemporalen oder translabyrinthären operativen Zugangsweg (verglichen mit der suboccipitalen Operationsmethode) können nur kleinere Tumoren vollständig entfernt werden. Die Gefahr für eine Läsion des Nervus facialis ist dabei gering.

Eine Diagnose des Tumors ist folglich möglichst noch im intrameatalen Stadium wünschenswert. Zur Frühdiagnose der Akustikusneurinome bietet sich die Computertomographie durch ihre hohe Aussagekraft im Weichteilbereich an und sollte primär den invasiven Techniken vorgezogen werden. Der Nachweis kleiner Tumoren mit der Computertomographie ist aber nicht unproblematisch:

Zahlreiche Autoren ziehen aus ihren eigenen Untersuchungen den Schluß, daß bei der Diagnostik von Akustikustumoren auch die Computertomographie unzuverlässige Ergebnisse liefert, wenn die Tumoren um weniger als einen bis eineinhalb Zentimeter aus dem inneren Gehörgang in die Kleinhirnbrückenwinkel (KHBW) - Zisterne (Cisterna ponto-cerebellaris) hineinragen (2, 12, 31, 32, 42).

Sehr kleine Tumoren können unter Umständen mit neuesten Geräten und dünnen, überlappenden Aufnahmeschichten entdeckt werden (44). Äußerst problematisch ist aber auch bei Verwendung dieser Aufnahmetechnik die Erkennung intracanaliculärer Tumoren.

Ähnlich wie bei der Cisterno-Meatographie mit öligem, jodhaltigem Kontrastmittel versuchte man, den inneren Gehörgang mit einem dem Liquor beigemischten wässrigen Kontrastmittel (Amipaque^R) der CT-Untersuchung zugänglich zu machen (15).

Schließlich berichtete SORTLAND im Jahre 1979 von einer neuen Untersuchungsmethode des inneren Gehörganges, wobei er die Computertomographie mit einer Gas-Cisterno-Meatographie kombinierte. Anstelle eines positiven Kontrastmittels (Metrizamid bei der Computertomographie, öliges Kontrastmittel bei konventioneller Röntgentechnik) brachte er über eine Lumbalpunktion vier bis zehn Kubikzentimeter Luft durch seitliche, leicht schräge Lagerung der Patienten in den Kleinhirnbrückenwinkel und in 75% der Fälle auch in den inneren Gehörgang (49). Diese Technik scheint der positiven Cisternographie überlegen zu sein, da Luft leichter in den CAI gelangt, als ein zähflüssiges öliges Kontrastmittel und die Gefahr einer Arachnoiditis entfällt. Bei einem Viertel der Patienten konnte nicht abgeschätzt werden, ob die Luft durch widrige Umstände nicht in den CAI gelangt war, oder ob ein intrameataler Tumor vorlag. Man konnte somit nur bei gelungener Füllung des CAI sichere Diagnosen stellen. In einer späteren Untersuchung von KIRCHEFF et al. gelang bei allen Patienten die Luftfüllung. Er konnte auch erstmals Nervenstränge vom Stammhirn zum CAI erkennen - allerdings nicht innerhalb des CAI (27). BENTSON et al. beschrieb eine andere Methode, wobei er die Gas-Cisterno-Meatographie zusammen mit einem bestimmten CT-Verfahren, der "Edge-enhanced-CT" anwendete, die etwa einem photographischen Subtraktionsverfahren entspricht. Dabei konnte er die Nervenstränge auch im Verlauf des CAI erkennen (2).

Die Technik der Gas-Cisterno-Meatographie in Verbindung mit 2 mm dünnen CT-Aufnahmeschichten wurde für die dieser Arbeit zugrunde liegenden Untersuchungen angewendet. Die Durchführbarkeit dieser Methode stellt nicht die eigentliche Thematik dieser Studie dar, vielmehr dient die Gas-Cisterno-Meatographie zur Kontrolle der Meßergebnisse.

Computertomographische Untersuchungen liefern auf dem Wege der meßbaren Schwächung von Röntgenstrahlen beim Durchdringen von Materie indirekte Dichteangaben über die untersuchte Substanz. Da diese Dichtewerte für die unterschiedlichen Körpergewebe spezifisch sind, sollte es möglich sein, durch eine Dichtemessung in der Aufnahmeschicht, die exakt im Lumen des inneren Gehörganges liegen muß, einen intrameatalen Tumor diagnostizieren zu können. Wegen der Enge des CAI und der Lage im extrem harten Knochen der Felsenbeine entstehen aber Meßwertverfälschungen (Artefakte), so daß Dichtemessungen im CAI einen Grenzbereich der momentanen Anwendungsmöglichkeiten von Computertomographen darstellen. Zwar wird laufend an Möglichkeiten zur Eliminierung dieser Artefakte gearbeitet, aber vorläufig müssen sie bei der Beurteilung von Dichtemessungen berücksichtigt werden.

1.5 Zielsetzung

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die jedem CT-Bild zugrunde liegenden Meßdaten ("Dichtewerte") einer verfeinerten Auswertung zu unterziehen, um dadurch herauszufinden, ob es typische Dichtewerte für Tumoren im inneren Gehörgang und im Kleinhirnbrückenwinkel gibt.

Während die meisten bisher bekannt gewordenen Arbeiten auf dem Gebiet computertomographischer Diagnostik von Tumoren des CAI und KHBW sich um den direkten bildlichen Tumornachweis bemühen, sollte hier geprüft werden, ob

die computertomographische Dichtemessung eine zahlenmäßig faßbare Unterscheidung zwischen physiologischen und pathologischen Geweben im inneren Gehörgang und im Kleinhirnbrückenwinkel zuläßt.

Da bekannt ist, daß die CT-Meßwerte speziell in der hinteren Schädelgrube durch Meßwertverfälschungen beeinflußt werden, sollte der Nachweis erbracht werden, ob eine verfälschte, aber doch reproduzierbare Konstanz der Meßwerte innerhalb des CAI gegeben ist, und ob diese Meßwerte mit einer kalkulierbaren Sicherheit eine Diagnosestellung zulassen.

2. Material und Methode

2.1 Verwendete Geräte

2.1.1 Untersuchungsanlage

Die Röntgenuntersuchungen der vorliegenden Arbeit wurden mit den Computertomographen SOMATOM 2 und SOMATOM 2N der Firma SIEMENS in Erlangen durchgeführt.

Diese Geräte arbeiten nach dem Fächerstrahlssystem mit rotierendem Detektorsystem. Eine ganze Drehung des Röhrendetektorsystems dauert beim Somatom 2 drei, fünf oder zehn Sekunden. Dabei werden durch mehrere hundert Röntgenstrahlen insgesamt zwischen 80 000 und 360 000 Meßsignale gewonnen. Die Meßsignale werden bei der Bildberechnung zu einer Matrix von 256×256 ($=65536$) Bildpunkten zusammengefaßt; die Berechnung eines Bildes erfordert über 20 Millionen mathematische Rechenschritte, die von einem Spezialrechner durchgeführt werden. Ein zweiter Rechner, der Steuerrechner, übernimmt alle anderen Funktionen, von der Dialogführung mit dem Benutzer bis zur Archivierung der berechneten CT-Bilder. Die Dicke der untersuchten Schicht kann zwischen zwei, vier und acht Millimetern gewählt werden. Das Bild wird sofort nach der Untersuchung auf einem Monitor dargestellt, kann verschiedenen Auswertungsverfahren unterzogen und auf unterschiedlichen Datenträgern gespeichert werden.

Das Somatom 2N entspricht dem Somatom 2, ist allerdings nur für Schädel- und Wirbelsäulenuntersuchungen ausgelegt (Neuroscanner).

2.1.2 Auswertegerät

Das auf Datenträgern gespeicherte Bild kann an einem vom Scanner unabhängigen elektronischen Auswertegerät für Computertomogramme befundet und zahlreichen Bearbeitungsprozessen unterzogen werden. Wir benutzten hierzu ein

EVALUSKOP der Firma Siemens. Die Auswertung am Evaluskop hat zum Ziel, den sehr hohen Informationsgehalt der computertomographischen Aufnahme durch rechnerische Meßwertaufbereitungen für den Untersucher faßbar zu machen. Eine bloße Betrachtung mit dem Auge würde in vielen Fällen die Aussagekraft der präzisen Dichtemessung ungenützt lassen. Eine differenzierte Grauwertwiedergabe der 3000 Dichteinheiten ist weder technisch möglich, noch vom menschlichen Auge faßbar, da auf einem Bildschirm nur 64 Grauabstufungen erzeugt werden können, und unser Auge lediglich 12 bis 16 Grautöne unterscheiden kann (33).

Die Daten können von allen gängigen Datenträgern (meist Floppy-Diskette = Magnetspeicherplatte) in das Auswertegerät eingegeben werden. Das Bild erscheint auf einem Monitor; auf einem zweiten Monitor wird der Dialog mit dem Benutzer geführt. Mit einer gekoppelten sogenannten Multiformatkamera können die Monitorbilder abfotografiert werden. Die Aufnahmen sind einem konventionellen Röntgenfilm sehr ähnlich.

2.2 Untersuchte Fälle

Die CT-Datensätze von 82 Patienten der Universitäts Hals-, Nasen- und Ohrenklinik Erlangen wurden einer nachträglichen Auswertung unterzogen. Die CT-Schichtung des Schädels war veranlaßt worden, wenn nach Prüfung der Röntgenaufnahmen nach Stenvers oder der Felsenbeintomographie sowie der Vestibularisprüfung und der audiometrischen Untersuchung ein Tumor im Kleinhirnbrückenwinkel differentialdiagnostisch in Betracht gezogen werden mußte.

Die Anamnesen des Gesamtpatientengutes ergaben folgende Leitsymptome:

Progredienter Hörverlust	70.7%	(n=58)
Hörsturz	19.5%	(n=16)
Surditas	17.0%	(n=14)
Vertigo	47.6%	(n=39)
Tinnitus	56.0%	(n=46)

Die Beschwerden wurden in 53.6% der Fälle auf der rechten Seite und in 46.4% auf der linken Seite angegeben. Es fand sich somit eine leichte Bevorzugung der rechten Körperseite.

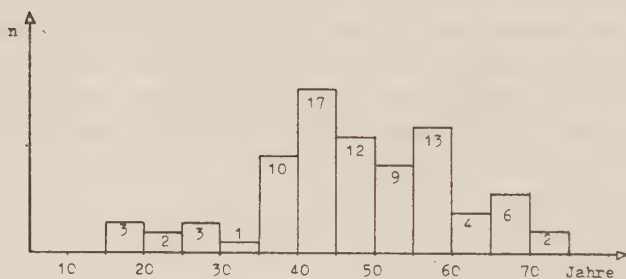


Abb. 5: Altersverteilung der Patienten (39 Frauen, 43 Männer)
Durchschnittliches Lebensalter: 47.8 Jahre

Befunde der Voruntersuchungen aller ausgewerteten Fälle:

Röntgenaufnahmen nach Stenvers

- unauffällig	57.9%	(n=44)
- Erweiterung eines CAI (Diff. >1.5 mm)	30.3%	(n=23)
- beidseitig weit	7.9%	(n= 6)
- fraglich erweitert (Diff. <1.5 mm)	3.9%	(n= 3)

Felsenbeintomographie

- unauffällig	41.9%	(n=13)
- Erweiterung eines CAI (Diff.>1.5 mm)	51.6%	(n=16)
- beidseitig weit	6.5%	(n= 2)

Tonschwellenaudiometrie

	betr. Seite	andere Seite
- kein Hörverlust	- -	25.6% (n=21)
- Hörverlust bis 20 dB	1.2% (n= 1)	9.8% (n= 8)
- Hörverlust um 20 - 40 dB	11.0% (n= 9)	37.8% (n=31)
- Hörverlust mehr als 40 dB	87.8% (n=72)	26.8% (n=22)

Vestibularisprüfung ¹⁾

- Spontannystagmus	30.5%	(n=25)
- Provokationsnystagmus	24.4%	(n=20)
- Blickrichtungs-nystagmus	9.8%	(n= 8)
- Lagenystagmus	15.9%	(n=13)
- Lagerungs-nystagmus	82.9%	(n=68)
- Einschränkung der vestibulo-spinalen Reaktion	62.2%	(n=51)
- Untererregbarkeit des betr. Labyrinthes	42.7%	(n=35)
- Unerregbarkeit des betr. Labyrinthes	23.2%	(n=19)

2.3 Ablauf der computertomographischen Untersuchung

Der Patient liegt mit dem Rücken auf dem Untersuchungstisch. Der Tisch ist mit einem vom Bedienungspult des Somatoms aus steuerbaren, millimetergenauen Transportmechanismus ausgestattet. Der Kopf des Patienten ist in einer Haltevorrichtung in leicht gehobener und anteflektierter Stellung befestigt, um unerwünschte, die Aufnahmen

¹⁾ Diese Befunde wurden von Herrn Priv. Doz. Dr. Haid erhoben.

störende Bewegungen zu verhindern. Die erste Aufnahme wird durch die Augen-Ohr Linie gelegt. Es werden Nativ-aufnahmen von Überlappenden, 2 mm dünnen Schichten gemacht.

Wenn die inneren Gehörgänge dargestellt worden sind, erfolgt die intravenöse Infusion von jodhaltigem Röntgenkontrastmittel (Telebrix 300^R). Bei Patienten mit allergischer Disposition ist Vorsicht geboten. In jedem Fall müssen Vorkehrungen zur Bekämpfung einer anaphylaktischen Reaktion getroffen sein. Bei einem KHBW-Tumor der Größe C¹⁾ erfolgt nach Kontrastmittelgabe in der Regel ein deutlich sichtbarer kreisförmiger Dichteanstieg vor dem CAI. Nach Festlegung des Tumordurchmessers sowie der cranialen und caudalen Ausdehnung wird die Untersuchung hier beendet.

Um kleine Tumoren der Größen A¹⁾ und B¹⁾ auszuschließen, wurde die Gas-Cisterno-Meatographie durchgeführt: Nach einer Lumbalpunktion wurde über einen Bakterienfilter Luft in den Spinalkanal eingebracht. Bei der Einführung dieser Technik wurden bis zu 10 ml Luft insuffliert, heute werden nur noch 1.5 ml verwendet. Gleichzeitig wurde Liquor zur Bestimmung des Eiweißgehaltes entnommen. Die Insufflation der Luft wurde durchgeführt, nachdem der Patient aus der Sitzhaltung langsam in Seitenlage gebracht worden war, wobei der betroffene CAI nach oben zeigte. Die weitere Untersuchung erfolgte in Seitenlage. Das Aufsteigen der Luft im Spinalkanal dauerte wenige Sekunden. Wenn die Luft die KHBW-Cisterne erreicht hatte, gaben die Patienten einen "dumpfen Druck" hinter dem betreffenden Ohr an. Bei gelungener

1) Klassifizierung der Tumorgößen:

- A : intrameatal
- B : in den KHBW reichend, ohne Angrenzung an den Hirnstamm
- C : große Tumoren im KHBW, die sich flächig dem Hirnstamm anlagern
- D : Tumoren mit Penetration des Felsenbeins

Luftfüllung konnte man das Lumen des CAI bis zum Fundus dunkel dargestellt erkennen (der CAI erschien "leer"). In der Regel sah man den Verlauf von Hirnnerven (VII und VIII) vom Stammhirn zum CAI durch die mit Luft angefüllte Cisterne. Auch die Arteria cerebelli inferior anterior konnte bisweilen identifiziert werden. Bei begründetem Verdacht auf pathologische Veränderungen im anderen CAI, konnte man die Luft durch Umlagerung des Patienten in den CAI der Gegenseite bringen.

Tumoren imponierten als Weichteilgewebestrukturen, die aus dem CAI prolabierten und hoben sich von der als negatives Kontrastmittel dienenden Luftblase deutlich ab. Intrameatale Tumoren verhinderten den Eintritt der Luft in den CAI.

2.4 Verwendete Funktionen des Auswertegerätes

Zur Auswertung der CT-Daten wurden vorwiegend die folgenden Funktionen der Auswerteeinheit verwendet:

1. Bildvergrößerung

Ein frei wählbarer quadratischer Bildausschnitt wird auf volles Monitorformat vergrößert dargestellt.

2. Drehung des Bildes um 90 oder 180 Grad

Diese Möglichkeit wird genutzt, wenn der Textausdruck (=Meßergebnis), der zusammen mit dem Bild auf dem Monitor erscheint, auf hellem Bilduntergrund wiedergegeben wird und deshalb auf einer Fotografie kaum zu erkennen wäre.

3. Abstandsmessung

Zwischen zwei wählbaren Punkten kann der Abstand in Millimetern gemessen werden.

4. Darstellung von Markierungsbereichen

(ROI = Region of Interest)

Mit dem Arbeitsprogramm "ROI" kann von einem beliebigen Bildausschnitt die mittlere Dichte errechnet werden. Hierzu werden mit einem Markierungsstift auf

einer Widerstandsplatte die Konturen des interessierenden Ausschnittes nachgezeichnet. Man kann aber auch die mittlere Dichte von quadratischen oder kreisförmigen Bezirken, deren Mittelpunkt und Größe wählbar sind, ermitteln. Als Ergebnis dieses Arbeitsganges erscheint auf dem Bildschirm:

M: Mittelwert der Dichte

A: Fläche des Markierungsbereiches in mm^2

P: Zahl der eingeschlossenen Bildpunkte

S: Standardabweichung

R: quadratische Abweichung

Zusätzlich bei einem Kreis als ROI:

D: Kreisdurchmesser in mm

LC: Koordinaten des Kreismittelpunktes

5. Darstellung des Histogrammes über beliebige Markierungsbereiche:

Von einer bereits berechneten ROI wird die absolute Häufigkeit der Dichtewerte der einzelnen Bildpunkte angegeben. Das Ergebnis wird als graphische Darstellung des Histogrammes auf dem Bildschirm mit folgenden zusätzlichen Zahlenangaben geliefert:

F: Häufigkeit von Dichtewerten innerhalb einer ROI

M: mittlere Dichte

P: Anzahl der Bildelemente in der ROI

W: Mittelungsbreite für Dichtewerte

H: größte Häufigkeit eines Dichtewertes (Y-Achse), der sich in der Spitze des Histogrammes befindet

D: kleinster Dichtewert auf der Abszisse

U: größter Dichtewert auf der Abszisse

6. Highlighting (=Helltasten)

Nach Vorwahl eines bestimmten Absorptionswertes oder eines Intervalles leuchten die Bildpunkte, die diesen Werten entsprechen, als weiße Punkte auf.

7. Profilschnitte

Das Dichteprofil einer beliebigen geraden Schnittlinie, die durch Markierung ihrer zwei Endpunkte definiert ist, kann erstellt werden.

2.5 Auswertung der Meßdaten

2.5.1 Optische Beurteilung des Bildes

Nach Auswahl der Aufnahmen erfolgt die Erhebung grob-pathologischer Befunde. Auf dem Übersichtsbild wird nach Auffälligkeiten gesucht.:

- außergewöhnliche Dichteanhebungen
- markante Formunterschiede oder Formauffälligkeiten der inneren Gehörgänge
- Verlagerung des vierten Ventrikels
- unterschiedliche Größe der KHBW-Cisternen
- Gehirnödeme

Nach diesem Überblick müssen die jeweiligen Bildausschnitte zur exakten Messung vergrößert und eventuell gedreht werden.

2.5.2 Messungen im inneren Gehörgang

2.5.2.1 Meßprofile

Quer durch den Porus - parallel zur Pyramidenrückfläche - wird mit dem Markierungsstift eine Linie gelegt, deren Dichteprofil wiedergegeben wird. Eine weitere Meßlinie wird durch die Mitte des inneren Gehörganges in seiner Längsausdehnung gelegt. Der Verlauf der Meßprofile wird mit Maximal- und Minimalwerten registriert (siehe Abb. 7).

2.5.2.2 Festlegung des Meßfeldes im inneren Gehörgang

Nach ausreichender Vergrößerung des Bildes (mindestens um den Vergrößerungsfaktor $F = 2$) werden mit dem Markierungsstift die Konturen des inneren Gehörganges nachgezeichnet. Die Meßlinie muß dabei in einem deutlichen Abstand vom Knochen gelegt werden, um Teilvolumeneffekte zu vermeiden (diese Effekte werden an anderer Stelle dieser Arbeit noch beschrieben). In der Praxis bedeutet dies, daß man etwa um die Breite der eingezeichneten Meßlinie von der äußersten Knochenkontur entfernt bleiben muß; dies gilt für einen mittleren Vergrößerungsfaktor des Monitorbildes. Das hiermit festgelegte Meßfeld wird "Region of Interest" (= ROI) genannt. Die mittlere Dichte des betreffenden Volumens der Untersuchungsschicht wird errechnet und auf dem Bildschirm angezeigt.



Abb. 6: Markierungsbereich im inneren Gehörgang

2.3.2.3 Histogramm über das Meßfeld

Die Häufigkeitsverteilung der einzelnen Dichtewerte einer berechneten ROI wird in Form eines Stabdiagrammes auf dem Bildmonitor dargestellt. Als Kriterium zur Beurteilung der Histogramme werden herangezogen:

- Streubreite
- Grenzen im negativen und positiven Bereich
- Maximalwert (= 1.Modalwert, häufigster gemessener Dichtewert)
- Gipfel im negativen oder positiven Anteil des Histogrammes, die neben dem Maximalwert auftreten (2., 3., ... Modalwert)
- Form der Histogramme (symmetrisch - asymmetrisch, mehrgipfelig, rechts- oder linksgipflig).

Zu Beginn der Untersuchungsreihe wurde aufgrund eines älteren Evaluskopprogrammes bei Unterschreitung einer bestimmten Anzahl von Bildpunkten das Histogramm nur in Form einer einzigen Säule - der des häufigsten Wertes - angegeben. Diese Ergebnisse waren für eine Beurteilung der Symmetrieverhältnisse ungeeignet. Bei späteren Untersuchungen trat dieses Phänomen nicht mehr auf.

Die geschilderten Messungen im CAI wurden auf beiden Seiten, sowie vor und nach Kontrastmittelinfusion durchgeführt. Wenn eine Gas-Cisterno-Myelographie vorgenommen worden war, wurde auch die mittlere Dichte nach Luftfüllung errechnet.

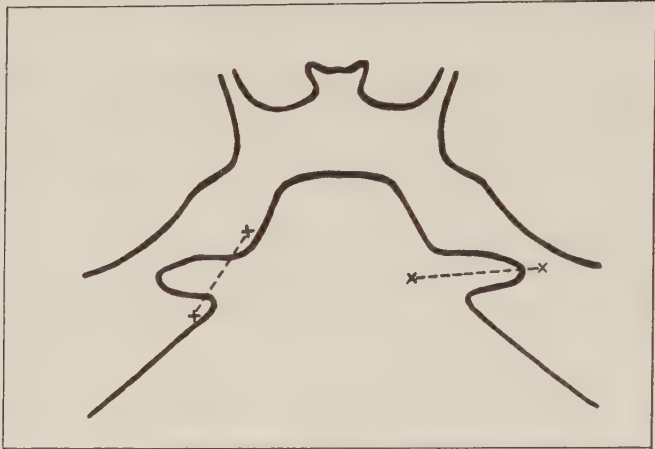
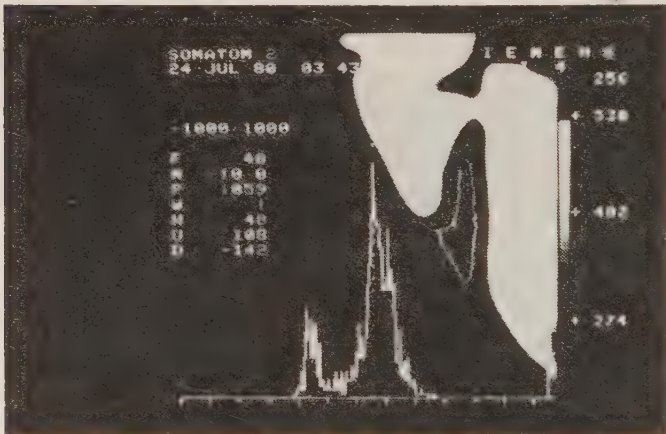


Abb. 7: Meßlinien quer durch den Porus und in der Längsausdehnung des inneren Gehörganges zur Erstellung von Dichteprofilen.



1. Modal- od. Maximalwert
2. Modalwert od. "zusätzlicher Gipfel"

Abb. 8: Beispiel eines Histogrammes; auf der Abszisse sind die Dichtemittelwerte und auf der Ordinate die Häufigkeit der einzelnen Dichtewerte aufgetragen. Links im Bild die dazugehörige Datenanzeige.

2.5.3 Messungen vor dem inneren Gehörgang

2.5.3.1 Einzeichnen des Meßfeldes vor dem inneren Gehörgang

Nach dem bereits beschriebenen Verfahren der Markierung und Berechnung einer ROI wird nun ein Bezirk medial des CAI (= "vor dem CAI") ausgewertet. Diese ROI liegt im KHBW und kann - wie die Messung im CAI - nur dann angewendet werden, wenn das Lumen des inneren Gehörganges genau getroffen wurde. Weiter caudal liegende Aufnahmen können u.U. bereits Teilvolumen des Tuberculum jugulare enthalten, während cranial vom CAI liegende Schichten weniger Liquor und mehr Gehirnantteile enthalten. Zudem sollen mit dieser Messung insbesondere Tumoren der Größe B erfaßt werden, die sich in der Regel dem Porus unmittelbar aufsitzend darstellen. Die Markierung umfaßt einen ovalen Bezirk, der medial des CAI liegt und den Porus nach ventral, occipital und medial um etwa einen Zentimeter überragt. Die Begrenzung greift bogenförmig in den Beginn des inneren Gehörganges hinein, so daß der Porusbereich miterfaßt wird.

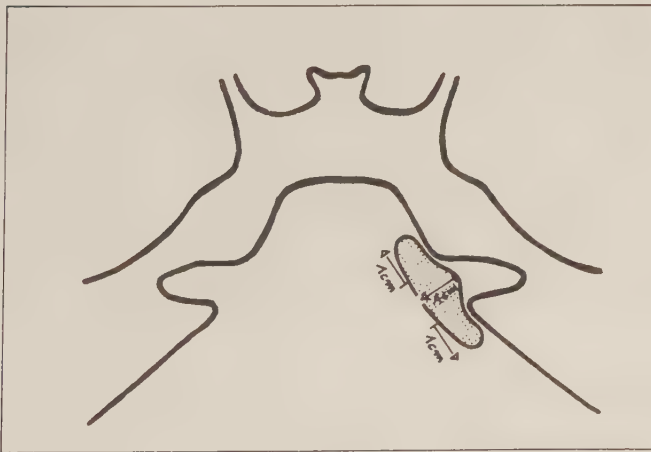


Abb. 9: Markierungsbereich vor dem inneren Gehörgang

Von Hand eingezeichnet und den anatomischen Verhältnissen angepaßt, ist diese ROI in Form und Größe gewissen Schwankungen ausgesetzt.

Das Histogramm dieser ROI wird berechnet. Nach Möglichkeit werden Aufnahmen von beiden Seiten sowie vor und nach Kontrastmittelinfusion ausgewertet.

Das anatomische Korrelat des Meßbereiches stellt in etwa die Cisterna ponto-cerebellaris dar, ein Liquorraum, durchsetzt mit Nerven- und Gefäßsträngen. Daneben liegen in ihm Teile der Arachnoidea und auch des Stamm- und Kleinhirngewebes.

2.5.4 Messungen am Tumorgewebe

Von insgesamt 26 Tumoren im Kleinhirnbrückenwinkel und im inneren Gehörgang wurden die mittlere Dichte und die Histogramme nach Kontrastmittelinfusion und - soweit dies möglich war - auch vor der Kontrastmittelinfusion berechnet. Dabei war es nicht einfach - und oft nur nach genauer Kenntnis der Kontrastmittelaufnahmen möglich - die Tumorkonturen in den Nativaufnahmen zu errahnen. In diesen Fällen wurden die Begrenzungen vorzugsweise deutlich enger gewählt als der Tumor sich mit Kontrastmittel darstellte, um sicher zu sein, daß vorwiegend Tumorgewebe gemessen wird. Die Tatsache, daß gerade die Hülle des Tumors von einem dichten Netz von Blutgefäßen durch- und überzogen sein kann, führt vor allem erst nach der Kontrastmittelinfusion zu einem deutlichen Dichteanstieg.

Ziel dieser Messung war es, die für einen Tumor typischen Dichtewertebereiche ohne (oKM) und mit Kontrastmittel (mKM) herauszufinden.

2.5.5 Referenz-Meßbereich

Um einen Dichtekontrollwert zu erhalten, der unter Umständen schlecht abgeglichenen Meßanlagen oder auch außergewöhnlich starke Einlagerungen von Kontrastmittel aufdecken soll, wurden von Anfang an bei jedem Patienten an zwei verschiedenen Stellen zusätzlich Dichtemessungen durchgeführt:

- im Bereich der basalen Liquorräume, links bzw. rechts von der Arteria basilaris,
- lateral im Bereich des Sinus sigmoideus

wurde je ein Bezirk von 0.5 cm Durchmesser ausgewertet. Die Meßgebiete wurden frontale und occipitale Referenz ROI genannt.

Das anatomische Korrelat der frontalen Referenz-ROI ist Liquor, Arachnoidea, evtl. der Nervus abducens und in unterschiedlichem Maß Gehirngewebe der Pons. Das Korrelat der occipitalen Referenz-ROI ist Liquor, Arachnoidea und Kleinhirngewebe, wobei sich der Liquorspalt in dieser Region computertomographisch schmaler darstellt, so daß im allgemeinen für die occipitale Referenz-ROI höhere Dichtewerte zu erwarten sind als für die frontale ROI.

3. Ergebnisse

3.1 Diagnosen und Befunde

Bei den 82 untersuchten Patienten der Universitäts Hals-, Nasen- und Ohrenklinik Erlangen wurden computertomographisch 26 Tumoren im Kleinhirnbrückenwinkel oder inneren Gehörgang nachgewiesen.

56 Patienten zeigten computertomographisch keine Anhaltspunkte für einen Tumor. 28 dieser "Normalbefunde" sind durch die Gas-Cisterno-Myelographie als unpathologisch gesichert.

Von den 26 erkannten Tumoren wurden bisher 22 operativ entfernt:

Histologie der Tumoren: 19 Neurinome des 8. Hirnnerven
3 Meningeome

5 Patienten ohne computertomographischen Anhalt für einen Tumor wurden einer operativen Eröffnung des CAI unterzogen - zur Neurektomie bei Morbus Menière oder zur Myo-Meato-Synangiose (FISCH)-, wobei in allen Fällen der negative CT-Befund bestätigt wurde.

Bei einer Patientin wurde ein Meningeom operativ entfernt, das vom Mittelohr ausging und das Felsenbein infiltriert hatte. Der Tumor hatte eine Symptomatik verursacht, die auf ein Akustikusneurinom hindeutete.

Diagnosen der CT-Normalbefunde (n=56):

- Morbus Menière	n= 3
- Hörsturz	n= 9
- Neuropathia vestibularis	n= 4
- Innenohrmißbildung	n= 1
- Felsenbeinmeningeom	n= 1

Weitere Befunde derjenigen CT-Normalbefunde, bei denen noch keine endgültige Diagnose gestellt werden konnte:

- Menière Trias	n= 5
- Sensoneuraler Hörverlust	n=13
- Sensoneuraler Hörverlust mit vestibulärer Beteiligung	n= 3
- Hörverlust unklarer Genese	n=10
- Surditas	n= 3
- Vertigo	n= 2
- V.a. Morbus Recklinghausen	n= 1
- V.a. Enzephalomyelitis disseminata	n= 1

In den Anamnesen der Patienten mit CT-Normalbefunden fanden sich folgende Grunderkrankungen, die teilweise als Ursache der Innenohrstörung in Betracht kommen können:

- Hypertonie	n= 2
- Zustand nach Myokardinfarkt bei Hypertonie	n= 1
- Hypotonie	n= 2
- Diabetes mellitus	n= 3
- Polioimpfung kurz vor Auftreten der sensoneuralen Hörstörung	n= 1
- Verkehrsunfall mit Schädel-Hirntrauma	n= 1
- Morbus Cushing	n= 1
- infektiöse Meningitis	n= 1

Ein Patient ist Taucher; bei einer Patientin war unmittelbar vor einem Hörsturz eine Uterusexstirpation vorgenommen worden.

Leitsymptome der untersuchten Fälle:

	Tumorpationen	CT-Normalbefunde
- Zunehmende Schwerhörigkeit	80.7%	66.0%
- Gleichgewichtsstörungen	57.3%	42.9%
- Ohrensausen	50.0%	58.9%
- Taubheit	23.0%	14.3%
- Hörsturz	7.7%	25.0%

Vestibularisprüfung:

	<u>Tumorpationen</u>	<u>CT-Normalbefunde</u>
- ohne pathologischen Befund	- -	8.8%
- Spontannystagmus	50.0%	21.4%
- Lagerungsnystagmus	96.0%	76.8%
- Störung der vestibulo- spinalen Reaktion	84.6%	51.8%
- Un- bzw. Untererregbarkeit des betr. Labyrinthes	92.3%	53.6%

Befunde der Stenversaufnahmen:

	<u>Tumorpationen</u>	<u>CT-Normalbefunde</u>
- Erweiterung eines CAI (Diff.>1.5mm)	62.5%	17.3%
- fragliche Erweiterung (Diff.<1.5mm)	8.3%	- -
- beidseitig weit	4.2%	9.6%
- unauffällig	25.0%	73.0%

Befunde der Felsenbeintomographie:

	<u>Tumorpationen</u>	<u>CT-Normalbefunde</u>
- Erweiterung eines CAI (Diff.>1.5mm)	100.0%	27.3%
- beidseitig weit	- -	9.1%
- unauffällig	- -	59.1%

In einem Fall war bei einem CT-Normalbefund nach der Felsenbeintomographie der Verdacht auf einen kirschgroßen Tumor geäußert worden.

Ergebnisse der Tonschwellen-Audiogramme:

	<u>betr. Seite</u>	<u>unauff. Seite</u>
<u>Tumorpationen</u>		
- kein Hörverlust	- -	46.2%
- Hörverlust bis 20 dB	3.8%	3.8%
- Hörverlust um 20 - 40 dB	11.5%	30.8%
- Hörverlust mehr als 40 dB	84.6%	19.2%

<u>Normalbefunde</u>	betr. Seite	unauff. Seite
- kein Hörverlust	- -	16.1 %
- Hörverlust bis 20 dB	- -	12.5 %
- Hörverlust um 20 - 40 dB	10.7 %	41.1 %
- Hörverlust mehr als 40 dB	89.3 %	30.3 %

Der durchschnittliche Eiweißgehalt des Liquors:

- Normalbefunde	33.7 mg / 100 ml
- Tumorpatienten	78.6 mg / 100 ml

Tumorgrößen:

<u>größter CT-gemessener Durchmesser</u>	<u>Klassifizierung</u> ¹⁾	<u>Histologie</u>
5 mm	A	Neurinom
6 mm	A	Neurinom
15 mm	B	keine OP
19 mm	B	Neurinom
10 mm	B	Meningeom
18 mm	C	Neurinom
19 mm	C	Neurinom
19 mm	C	Neurinom
20 mm	C	Neurinom
20 mm	C	Neurinom
21 mm	C	keine OP
22 mm	C	Neurinom
24 mm	C	keine OP
24 mm	C	Neurinom
24 mm	C	Neurinom
24 mm	C	Meningeom
26 mm	C	Neurinom
26 mm	D	Neurinom
30 mm	D	Neurinom
30 mm	D	Neurinom
31 mm	D	Neurinom
33 mm	D	Neurinom
34 mm	C-D	keine OP
38 mm	D	Neurinom
54 mm	D	Neurinom
60 mm	D	Meningeom

Bei einem Tumor (Neurinom) war intraoperativ die Größe exakt gemessen worden: 20 mm.

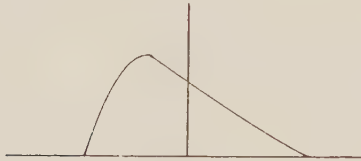
Die CT-Durchmesserbestimmung hatte 18 mm ergeben.

¹⁾ vergleiche Seite 16

3.2 Ergebnisse der CT-Auswertung

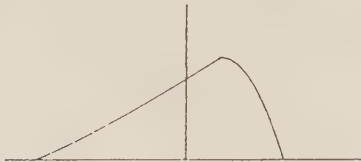
3.2.1 Formanalyse der Histogramme

Bei der Auswertung der Symmetrieverhältnisse der Histogramme wurden folgende typische Formvarianten gefunden (siehe auch S. 20):



1. Die linkssteile Verteilung

Typisch im CAI bei Normalbefunden ohne (64% aller Histogramme der genannten Patientengruppe entsprachen dieser Form) und mit Kontrastmittel (100% der Histogramme dieser Gruppe).



2. Die rechtsgipflige Verteilung

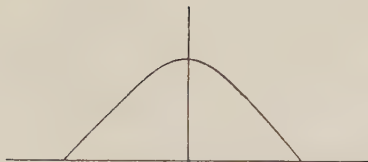
Typisch im CAI bei Tumoren: oKM 66%, mKM 84% und vor dem CAI bei Tumoren: oKM 58%, mKM 57% ¹⁾.



3. Die ideal symmetrische Verteilung mit geringer Streuung

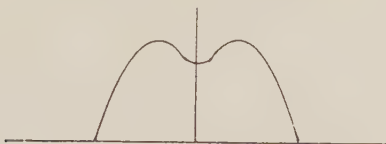
Nur im CAI ohne Teilvolumeneffekte bei Normalbefunden und auch bei Tumoren.

1) Die Häufigkeitsangaben zu den folgenden, weniger aussagekräftigen Histogrammformen können aus den Ergebnistabellen der jeweiligen Messungen entnommen werden.



4. Die breit streuende symmetrische Verteilung;
sie wird bei allen Messungen gefunden.

Varianten der bisher beschriebenen Formen:



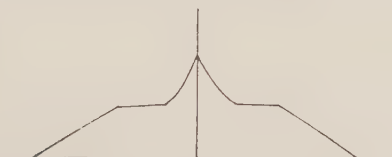
- 2a. Die mehrgipfelige Verteilung;
bei Tumoren und Teilvolumeneffekten.



- 2b. Sonderform der rechtsgipfligen Verteilung, die - gleich
der EKG-Veränderung - Histogramm "en-dôme" genannt
wurde. Diese Form wurde praktisch nur bei Tumoren gefunden



- 4a. Breit streuendes Histogramm ohne erkennbaren Maximal-
wert; findet sich häufig bei Tumoren.



- 4b. Histogramm mit sehr breiter Basis und einem deutlichen
Maximalwert; ist meist ein Hinweis auf einen Teil-
volumeneffekt.

3.2.2 Messungen im inneren Gehörgang

3.2.2.1 Meßprofile

a) in der Längsausdehnung des CAI

Eine Auswertung der Extremwerte dieser Profillinie hat sich wegen einer starken Verfälschung der Ergebnisse durch sogenannte Ausreißerwerte als nicht sinnvoll erwiesen. Am Verlauf der Linie kann man aber in der Regel einen Tumor erkennen:

Bei einem Normalbefund verläuft die Meßlinie im Bereich der Cisterna ponto-cerebellaris unter der Nulllinie und in unregelmäßigen Abständen um wenige CT-Einheiten über der Nulllinie. Im Verlauf des CAI fällt die Linie kontinuierlich auf negative Werte im Bereich von -20 bis -100 H ab.

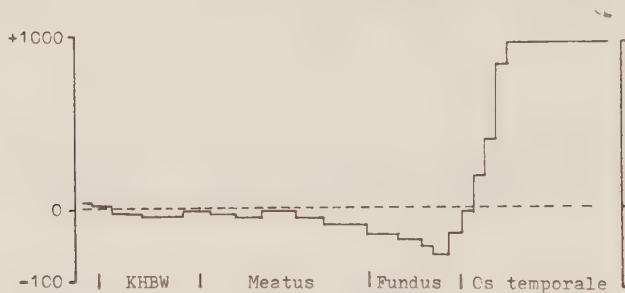


Abb.10: Meßprofil in der Längsausdehnung des inneren Gehörganges.

Typischer Normalbefund; der Verlauf der Meßlinie ist aus Abb. Nr. 7 ersichtlich.

Bei einem Tumor im CAI kann man an den Stellen, an denen die Meßlinie den Tumor schneidet, ein Dichteprofil über der Nulllinie erkennen. Auch bei Tumoren fällt aber dann die Meßlinie zum Fundus hin wieder auf negative Werte ab.

b) quer durch den Porus

Bei einem typischen Normalbefund zeigt das Meßprofil quer durch den Porus, von einem extrem hohen Wert im Felsenbeinknochen, einen parabelförmigen, symmetrischen Abfall auf einen negativen Wert, der in der Mitte des Porus liegt. Es finden sich auch unsymmetrische Profillinien, die aber dennoch negative Werte annehmen.

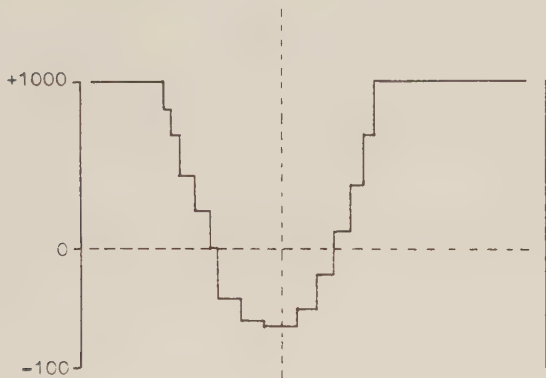


Abb. 11: Meßprofil quer durch den Porus;
Typischer Normalbefund.

Bei Tumoren finden sich bei dieser Messung folgende immer wiederkehrende, typische Befunde: Am Rand des Porus fällt die Meßlinie, wie bei Normalbefunden, zunächst ab, steigt dann zum Poruszentrum hin wieder an, um zum anderen Porusrand hin erneut abzufallen! Es existieren auch Fälle, bei denen sich der Dichteanstieg mehr am Porusrand deutlich macht.

Dichtewerte am Scheitelpunkt der Meßlinie durch den Porus:

Normalbefunde, ohne Kontrastmittel

(n=35) 64% symmetrischer Abfall der Meßlinie
 36% asymmetrischer " " "

4 Fälle blieben über der Nulllinie:
11.4% positive Werte

Der Mittelwert der Messungen im Scheitelpunkt beträgt
-33.1 H

Normalbefunde, mit Kontrastmittel

(n=33) 55% symmetrischer Abfall der Meßlinie
 45% asymmetrischer " " "

4 Fälle blieben über der Nulllinie:
12.1% positive Werte

Der Mittelwert der Messungen im Scheitelpunkt beträgt
-29.8 H

Tumoren, ohne Kontrastmittel

(n=13) 84.6% positive Werte
 15.4% negative Werte

Der Mittelwert der Messungen im Scheitelpunkt beträgt
9.3 H

Tumoren, mit Kontrastmittel

(n=16) 100% positive Werte

Der Mittelwert der Messungen im Scheitelpunkt beträgt
30.0 H

Bei dieser Messung findet sich bei den Tumoren kein
negativer Wert!

3.2.2 Ergebnisse der Messungen im inneren Gehörgang

3.2.2.2 Normalbefunde

	oKM 1)	mKM
Anzahl der Messungen	43	51
<u>mittlere Dichte</u> 1)	-27.2	-24.7
mittlere Standardabweichung	19.9	19.5
<u>Histogrammauswertung</u>		
die zwei höchsten gemess. Werte	94 / 58	80 / 76
" " niedrigsten " "	-204/-110	-142/-131
Mittelwert d. neg. Anteile	-71.5	-66.5
Mittelwert d. pos. Anteile	24.2	23.3
mittlere Breite d. Histogramme	95.4	91.2
Mittelwert d. Maximalwerte	-29.4	-26.1
" d. zus. Gipfel	-20.7	-23.5
Maximalwerte im pos. Bereich	1.9% n= 1	13.2% n= 7
Maximalwerte im neg. Bereich	98.0% n=51	86.8% n=46
zus. Gipfel im pos. Bereich	15.9% n= 7	12.9% n= 7
zus. Gipfel im neg. Bereich	84.4% n=38	87.1% n=47
<u>Histogrammformen</u>		
symmetrisch	80.7% n=21	67.6% n=23
asymmetrisch	19.3% n= 5	32.3% n=11
von den asymmetrischen		
haben die		
Form 1	100% n=26	63.6% n= 7
Form 2	--	27.0% n= 3
Form 2a	--	9.9% n= 1

1) Bei den angegebenen Ergebnissen handelt es sich um Mittelwerte aus allen Messungen, jeweils ohne (oKM) und mit (mKM) Kontrastmittelinfusion.

Die Werteangabe erfolgt in dimensionslosen Hounsfield-einheiten (H).

Die Ergebnisse der Messungen im CAI und die Einordnung als Normalbefunde sind bei 28 Patienten durch die Gas-Cisterno- Meatographie gesichert.

Nach Kontrastmittelgabe erfolgt ein sehr diskreter Anstieg der mittleren Dichte und aller übrigen Meßwerte.

Da es sich bei allen Angaben um Mittelwerte handelt, kann es im Einzelfall nach Kontrastmittelgabe (KM) doch zu einem Dichteanstieg kommen. Der größte registrierte Anstieg der mittleren Dichte einer ROI im inneren Gehörgang nach KM-Infusion betrug bei einem Normalbefund 50 H, allerdings von einem Ausgangswert von -80 H oKM auf -30 H mKM, so daß die Werte auch nach dem Dichteanstieg unverdächtig blieben.

Der einzige positive Maximalwert der Histogramme der oKM-Messung stammt aus einer ROI der mittleren Dichte -3.6 H. Alle übrigen Werte waren unauffällig; die Gas-Cisterno-Meatographie zeigte bei diesem Patienten normale Verhältnisse.

Ein Histogramm der Form 2 (rechtsgipflig) liegt auch mit dem Maximalwert im Negativbereich und ist somit unverdächtig.

Die Häufigkeit der einzelnen Dichtewerte und ihre Verteilung sind in den folgenden Abbildungen dargestellt. Zusammen mit der mittleren Dichte sind in den Diagrammen die Maximalwerte und die zusätzlichen Gipfel aus den Histogrammen angegeben. Somit kann man aus diesen Darstellungen die häufigsten im CAI auftretenden Dichtewerte entnehmen. Im SCATTERDIAGRAMM (Punktwolken) sind die Dichtemittelwerte gegen die Standardabweichung aufgetragen. Dieses Diagramm verdeutlicht, daß nach KM-Infusion kein Dichteanstieg erfolgt (39).

Nach der Luftmeatographie erreicht die mittlere Dichte einen Durchschnittswert von -540.7 H.

Die Histogramme sind dabei über den gesamten negativen Anteil der Werteskala gestreut!

Abb. 12: Messung im inneren Gehörgang
bei Normalbefunden, vor Kontrast-
mittelgabe (n=43)
Relative Häufigkeit der Meßwerte.

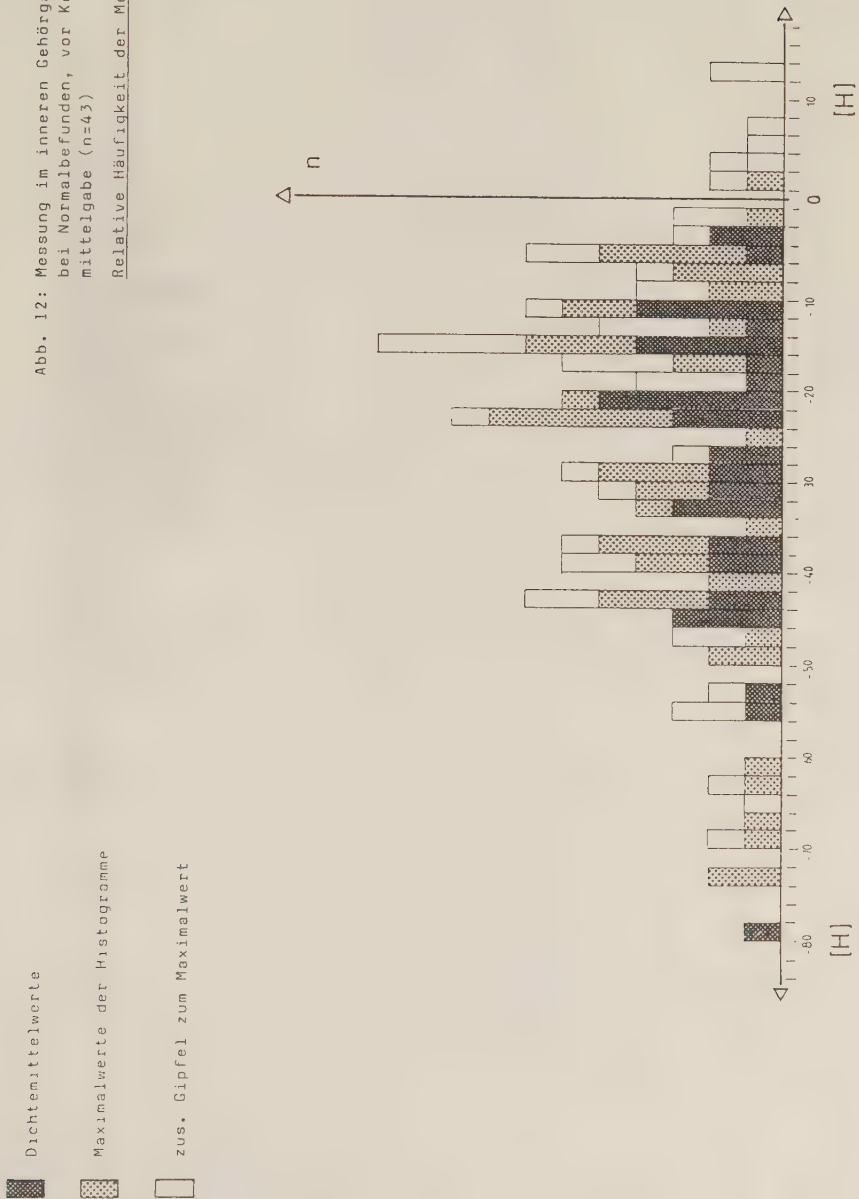
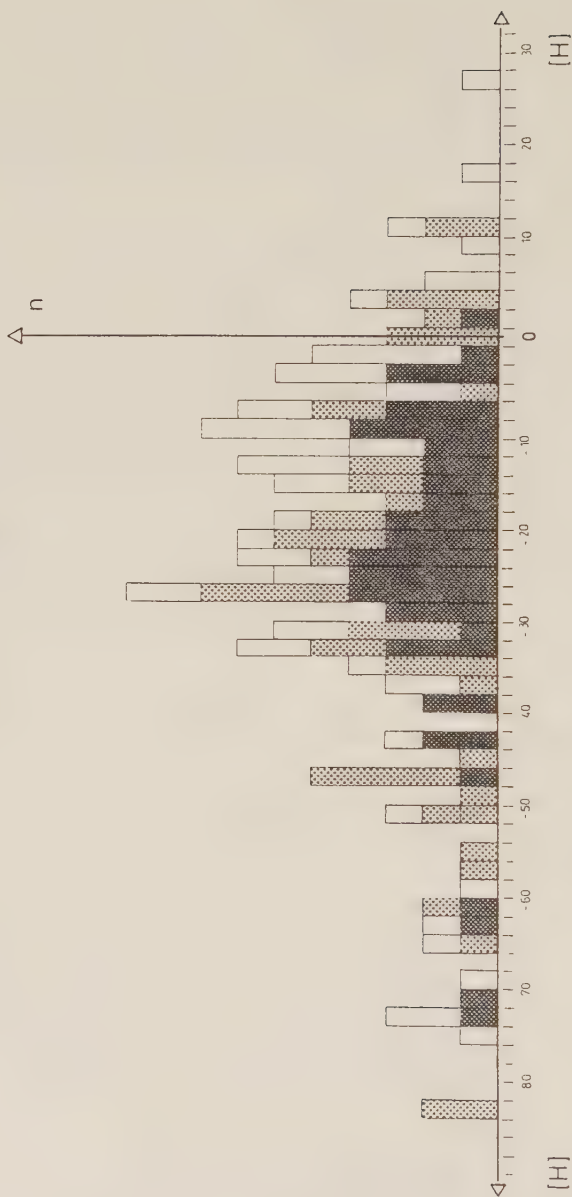


Abb. 13: Messung im inneren Gehörgang
bei Normalbefunden, nach Kontrast-
mittelgabe (n=51)
Relative Häufigkeit der Meßwerte.

 Dichtemittelwerte
 Maximalwerte der Histogramme
 zus. Gipfel zum Maximalwert



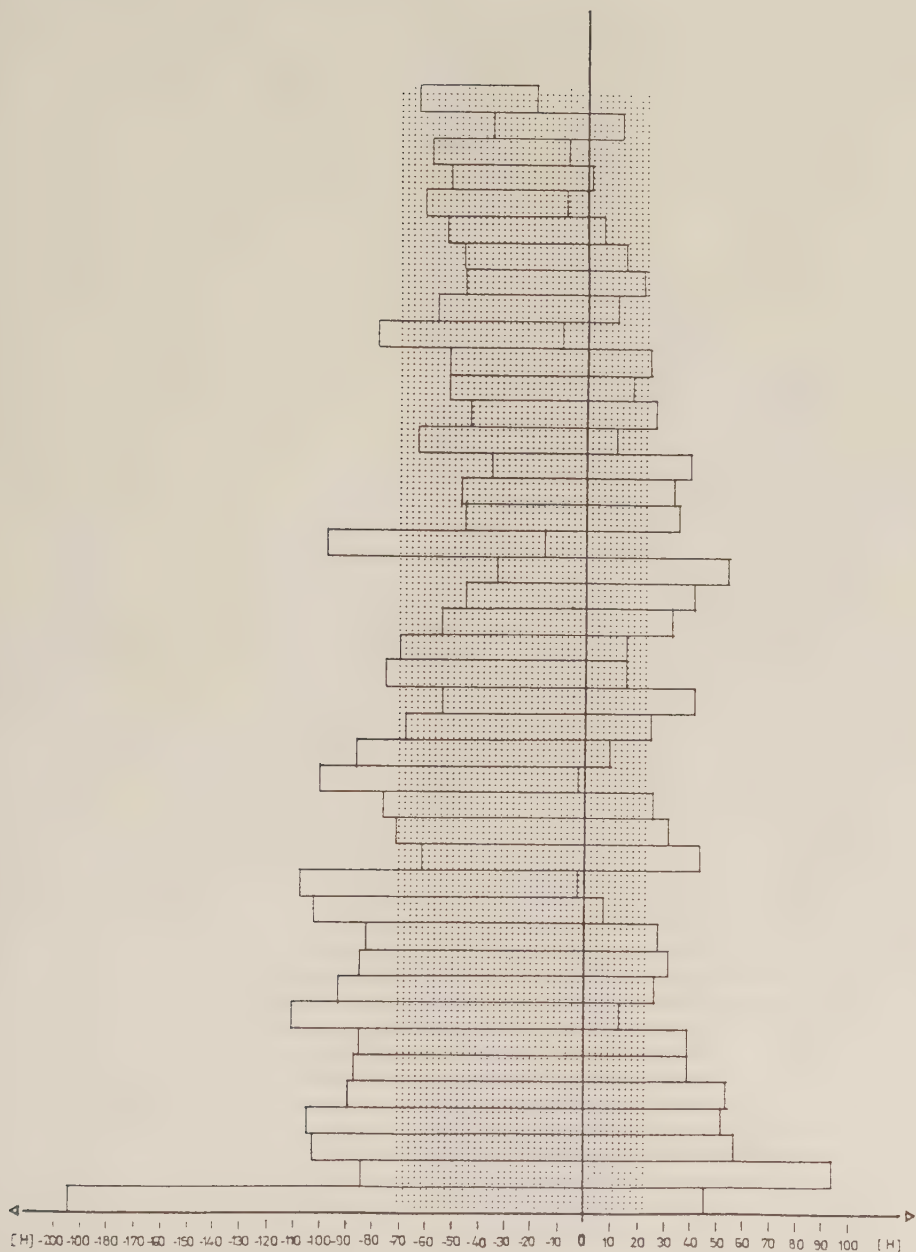


Abb. 14: Streubreite der Histogramme;

Messung im inneren Gehörgang bei Normalbefunden, vor
Kontrastmittelgabe (n=43);
die gerasterte Fläche kennzeichnet die mittlere Breite.

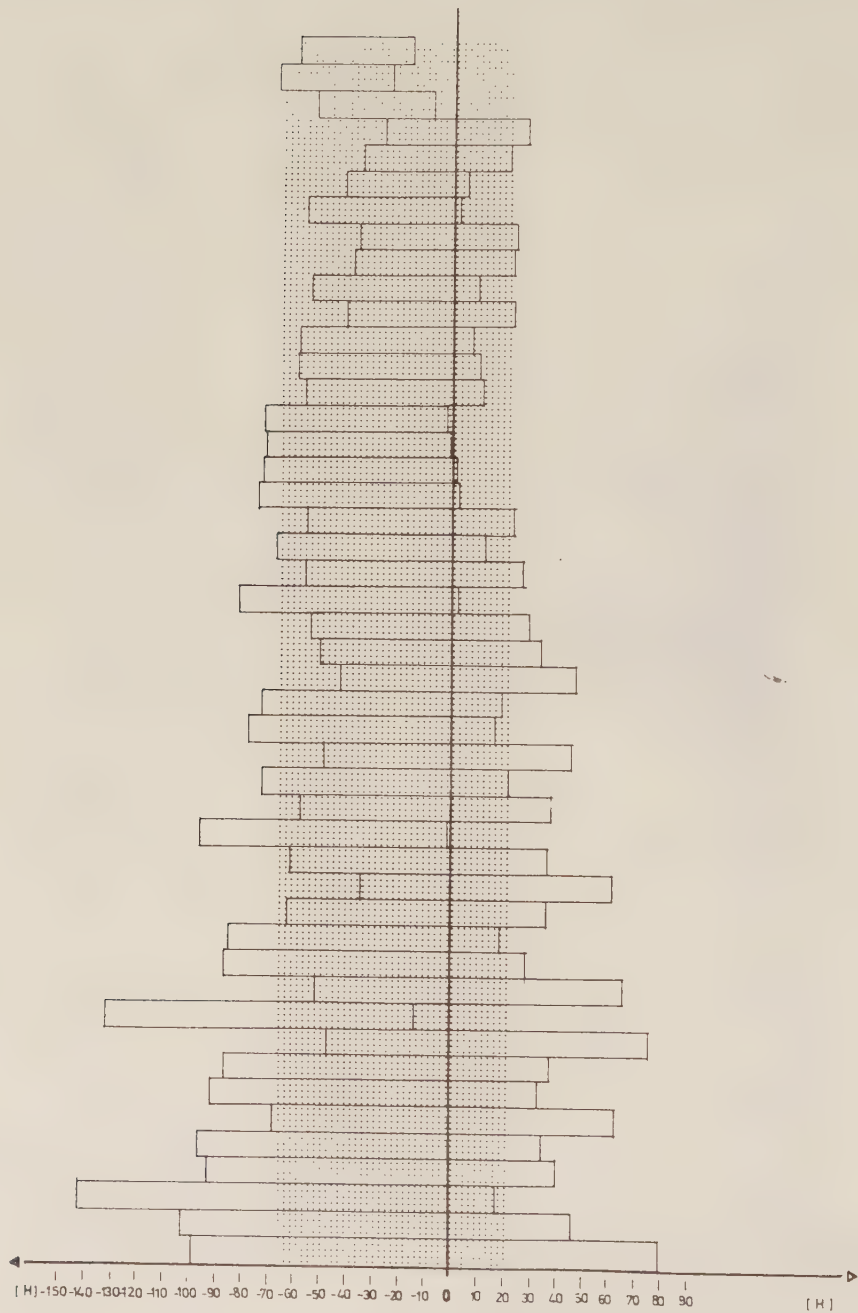


Abb. 15: Streubreite der Histogramme; Messung im inneren Gehörgang bei Normalbefunden, nach Kontrastmittelgabe (n=47); die gerasterte Fläche kennzeichnet die mittlere Breite.

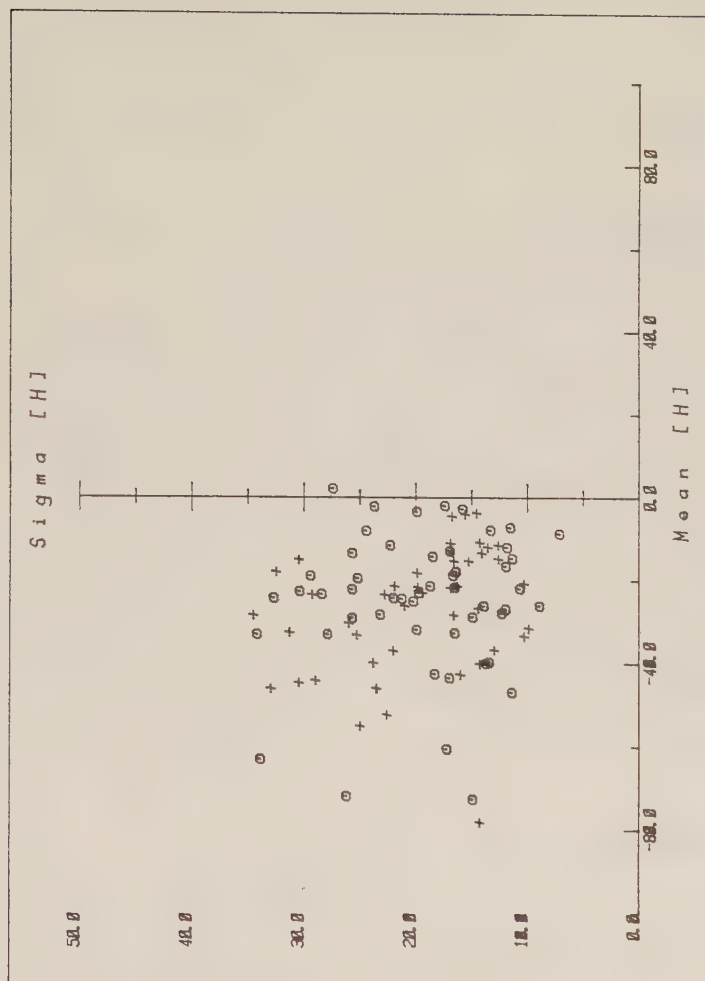


Abb. 16: Scatterdiagramm der Messungen im inneren Gehörgang bei Normalbefunden vor und nach Kontrastmittelinfusion (n=94);
+ = ohne Kontrastmittel, • = mit Kontrastmittel

3.2.2 Ergebnisse der Messungen im inneren Gehörgang

3.2.2.3 Tumorfälle

	oKM 1)	mKM
Anzahl der Messungen	15	20
<u>mittlere Dichte</u> ¹⁾	4.6	20.5
mittlere Standardabweichung	16.5	21.0
<u>Histogrammauswertung</u>		
die zwei höchsten gemess. Werte	124/ 80	128/ 98
" " niedrigsten " "	-80/-66	-80/-75
Mittelwert d. neg. Anteile	-43.0	-43.7
Mittelwert d. pos. Anteile	47.0	67.1
mittlere Breite d. Histogramme	90.0	110.8
Mittelwert d. Maximalwerte	3.7	23.1
" d. zus. Gipfel	11.2	28.6
Maximalwerte im pos. Bereich	60.0% n= 9	88.9% n=16
Maximalwerte im neg. Bereich	40.0% n= 6	11.1% n= 2
zus. Gipfel im pos. Bereich	92.8% n=14	96.4% n=27
zus. Gipfel im neg. Bereich	7.2% n= 1	3.6% n= 1
<u>Histogrammformen</u>		
symmetrisch	50.0% n= 6	18.7% n= 3
asymmetrisch	50.0% n= 6	81.3% n=13
von den asymmetrischen		
haben die	Form 1	33.3% n= 2
	Form 2	66.7% n= 4
	Form 2a	- - - -
		84.0% n=11
		n= 1
		n= 1

1) Bei den angegebenen Ergebnissen handelt es sich um Mittelwerte aus allen Messungen, jeweils ohne (oKM) und mit (mKM) Kontrastmittelinfusion.

Die Werteangabe erfolgt in dimensionslosen Hounsfield-einheiten (H).

Erläuterungen zu den Messungen im inneren Gehörgang:

Bei den Tumorfällen zeigen alle Meßwerte nach Kontrastmittelinfusion einen "Dichtesprung" um durchschnittlich 20 H nach oben.

- Die Werte im Negativanteil der Histogramme bleiben praktisch unverändert.
- Da -neben wenigen negativen- Überwiegend positive Werte gemessen werden, findet man bei der Untersuchung nach Kontrastmittelinfusion meist asymmetrische Histogramme mit dem Maximum im positiven Bereich vor (Form 2 = rechtsgipflige Form).

Während bei den Normalbefunden der Mittelwert aller Standardabweichungen der mittleren Dichte sowohl vor als auch nach KM-Gabe bei 19 liegt, beträgt dieser Wert bei den Tumorfällen 16.5; das bedeutet, daß das Meßvolumen bei den von Tumorgewebe ausgefüllten inneren Gehörgängen homogener ist. Nach Kontrastmittelinfusion vergrößert sich bei den Tumorfällen die durchschnittliche Standardabweichung auf 20.5 . Der Anstieg der Standardabweichung beruht auf dem Dichteunterschied zwischen kontrastmittelangereichertem Tumor- und normalem Gewebe.

Abb. 17: Messung im inneren Gehörgang
bei Tumoren, vor Kontrastmittelgabe
(n=15 Patienten);
Relative Häufigkeit der Meßwerte

Dichtemittelwerte

Maximalwerte der Histogramme

zus. Gipfel zum Maximalwert

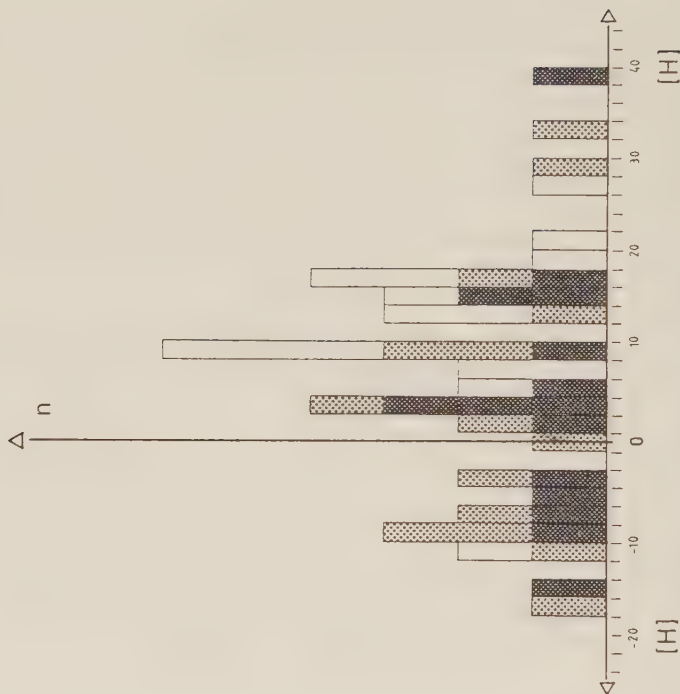
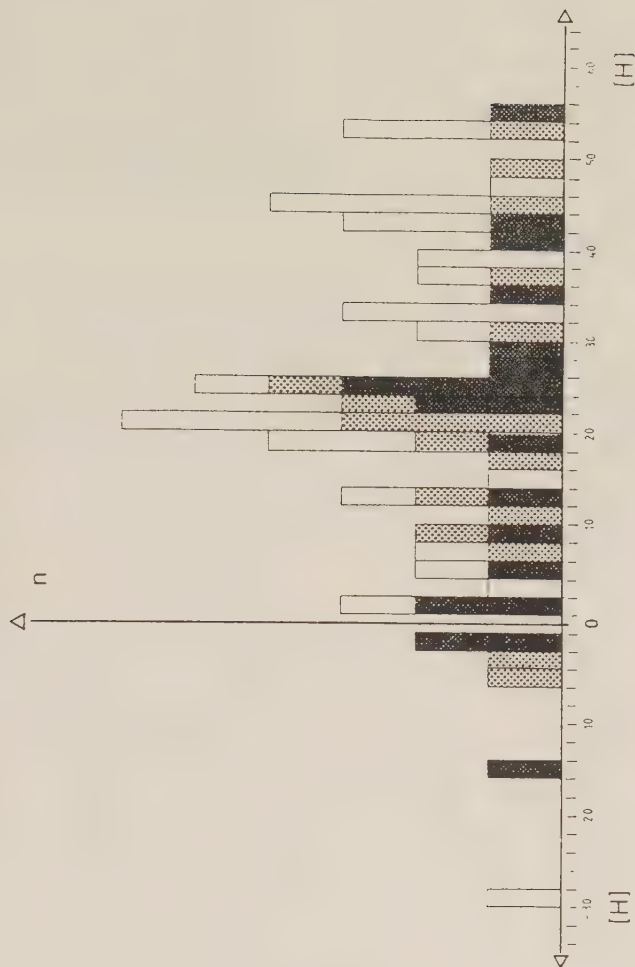


Abb. 18: Messung im inneren Gehörgang
bei Tumoren, nach Kontrastmittelgabe
(n=20 Patienten);
Relative Häufigkeit der Meßwerte

Dichtemittelwerte

Maximalwerte der Histogramme

zus. Gipfel zum Maximalwert



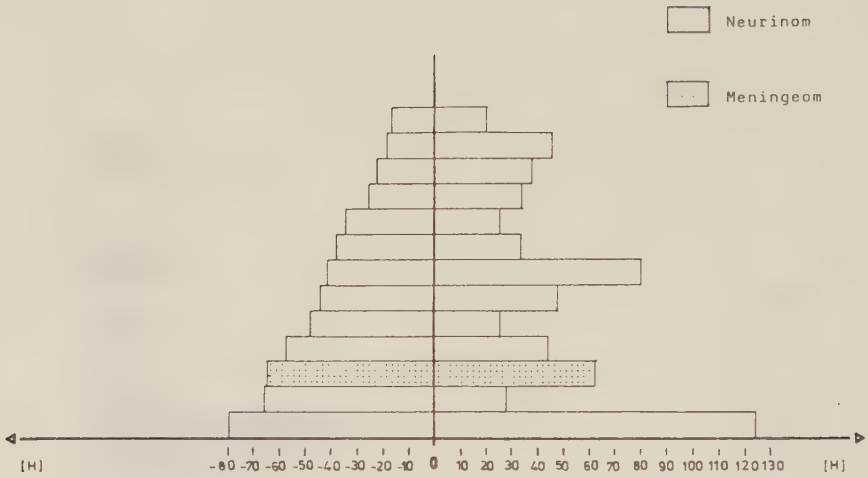


Abb. 19a: Streubreite der Histogramme;
Messung im inneren Gehörgang bei Tumoren,
vor Kontrastmittelgabe (n=13).

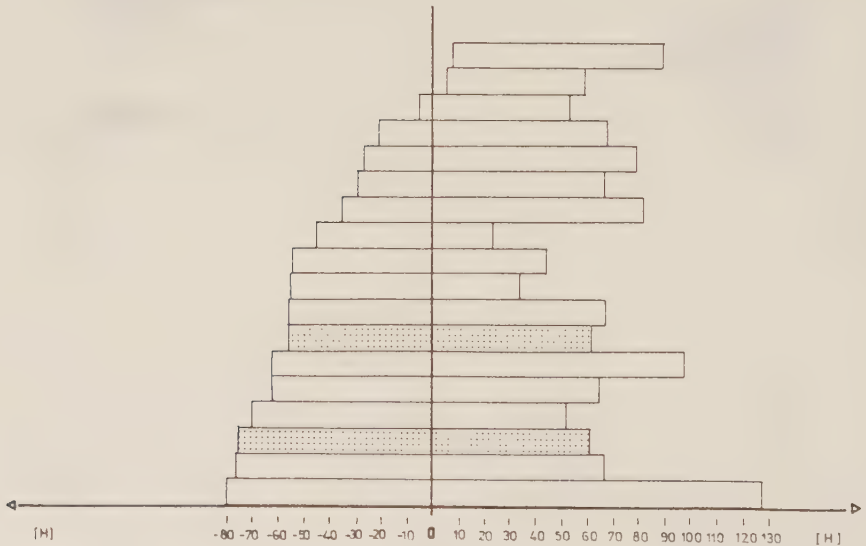


Abb. 19b: Streubreite der Histogramme;
Messung im inneren Gehörgang bei Tumoren,
nach Kontrastmittelgabe (n=18).

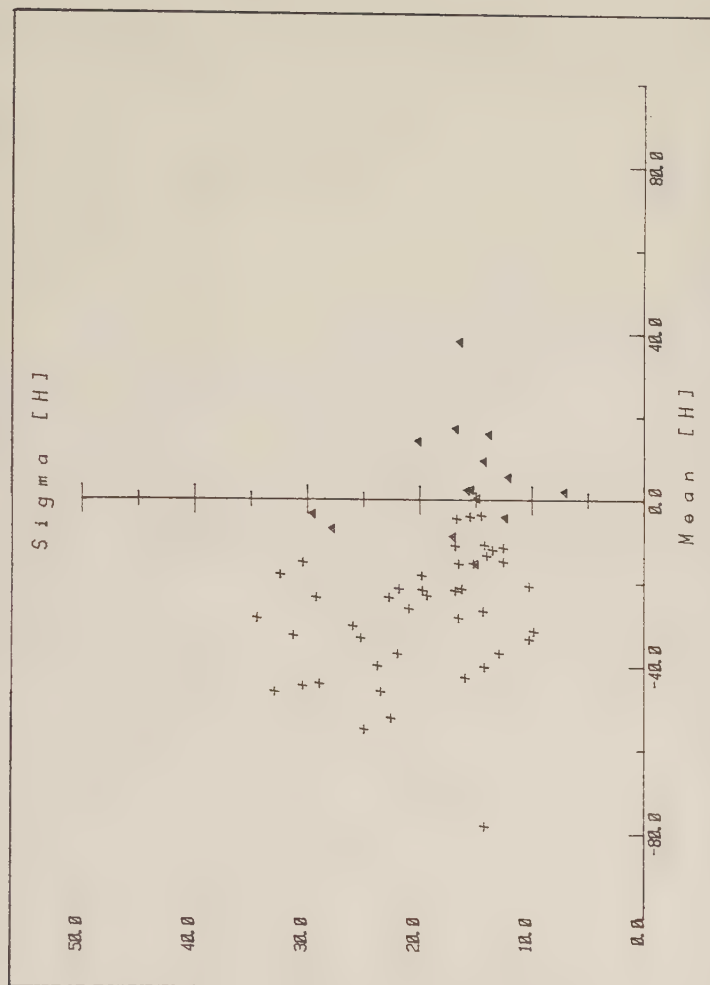


Abb. 20: Scatterdiagramm der Messungen im inneren Gehörgang bei Normalbefunden und Tumoren, vor Kontrastmittelgabe (n=58);

+ = Normalbefunde, Δ = Tumore

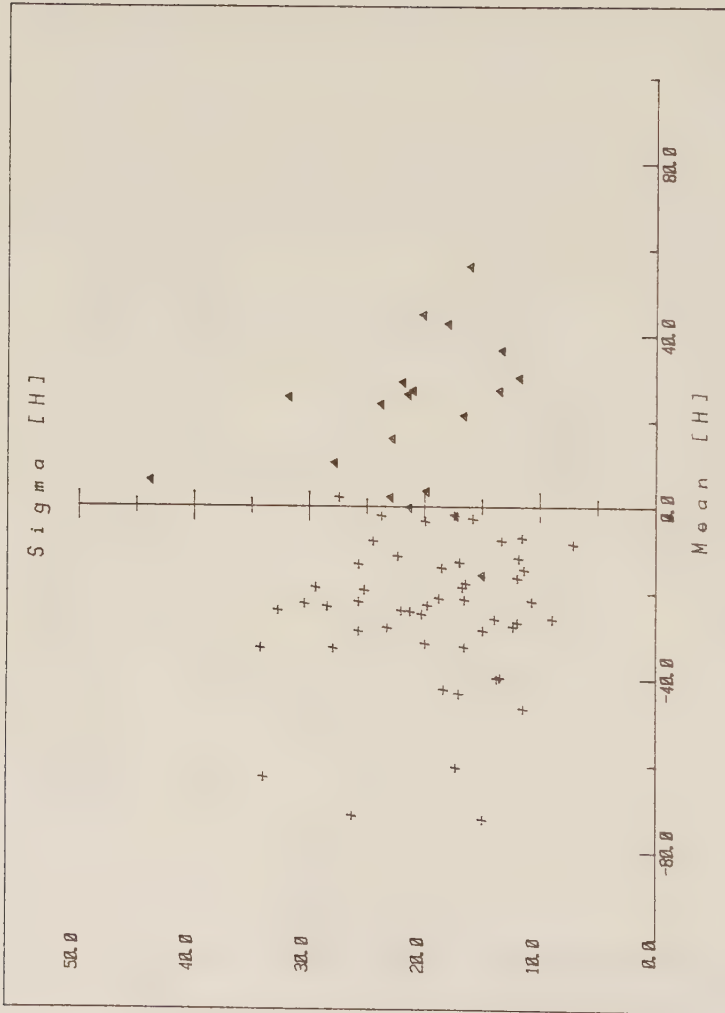


Abb. 21: Scatterdiagramm der Messungen im inneren Gehörgang bei Normalbefunden und Tumoren, nach Kontrastmittelinfusion ($n = 71$); 85% der Tumormesswerte rücken nach Kontrastmittelgabe in den positiven Bereich; Erläuterungen zu den negativ gebliebenen Tumormesswerten finden sich im Text.
 + = Normalbefunde, Δ = Tumore

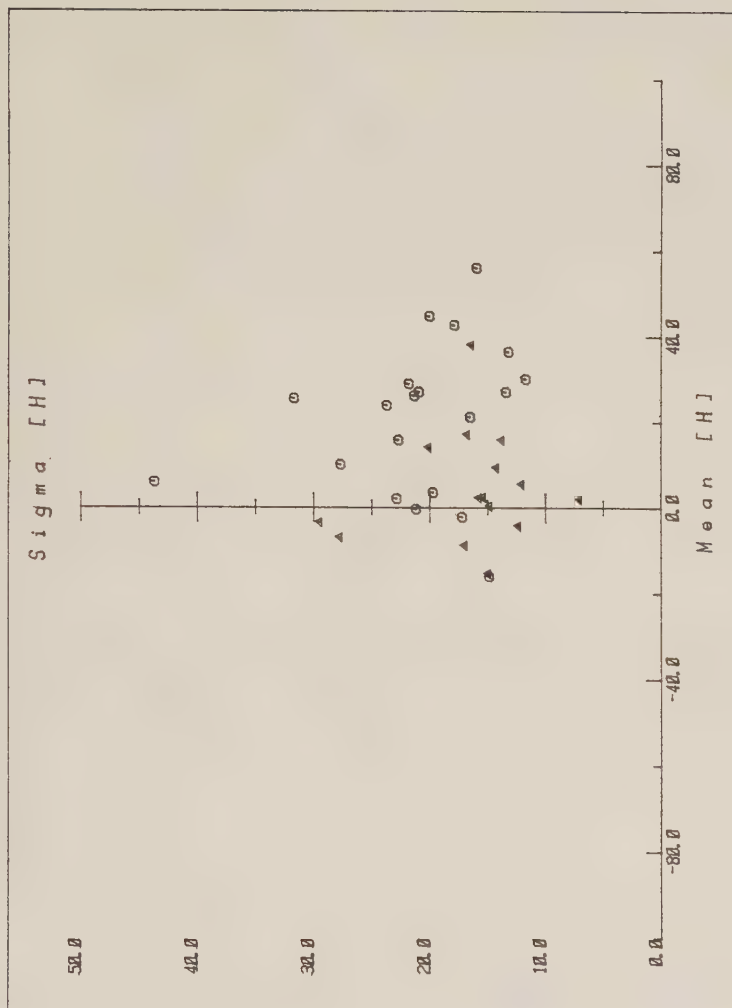


Abb. 22: Scatterdiagramm der Messungen im inneren Gehörgang bei Tumoren, vor und nach Kontrastmittelinfusion (n=35);

Δ = ohne Kontrastmittel, ○ = mit Kontrastmittel

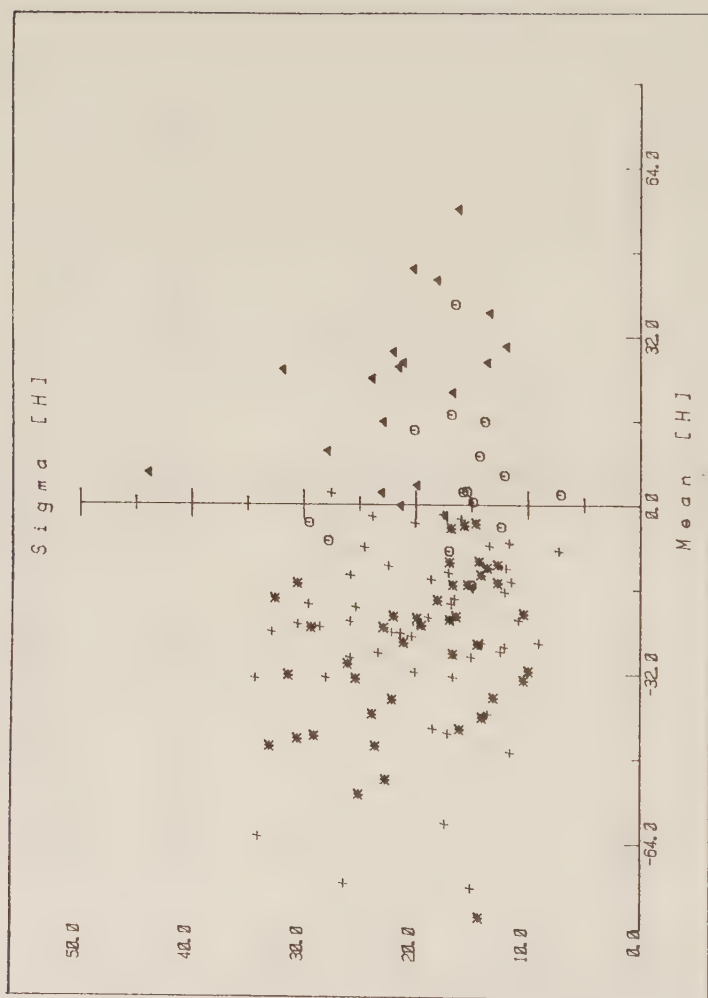


Abb. 23: Scatterdiagramm der Messungen im inneren Gehörgang bei Normalbefunden und Tumoren, vor und nach Kontrastmittelinfusion (n=129);
Normalbefunde ohne Kontrastmittel = +, mit Kontrastmittel = x
Tumoren ohne Kontrastmittel = o, mit Kontrastmittel = Δ

- Normalbefunde, ohne Kontrastmittel
- · - · - Normalbefunde, mit Kontrastmittel
- Tumoren, ohne Kontrastmittel
- Tumoren, mit Kontrastmittel

Abb. 24: Dichteverteilung bei Tumoren und Normalbefunden;

Messung im inneren Gehörgang
(Zusammenfassung der Abb. 12/13 und 17/18).

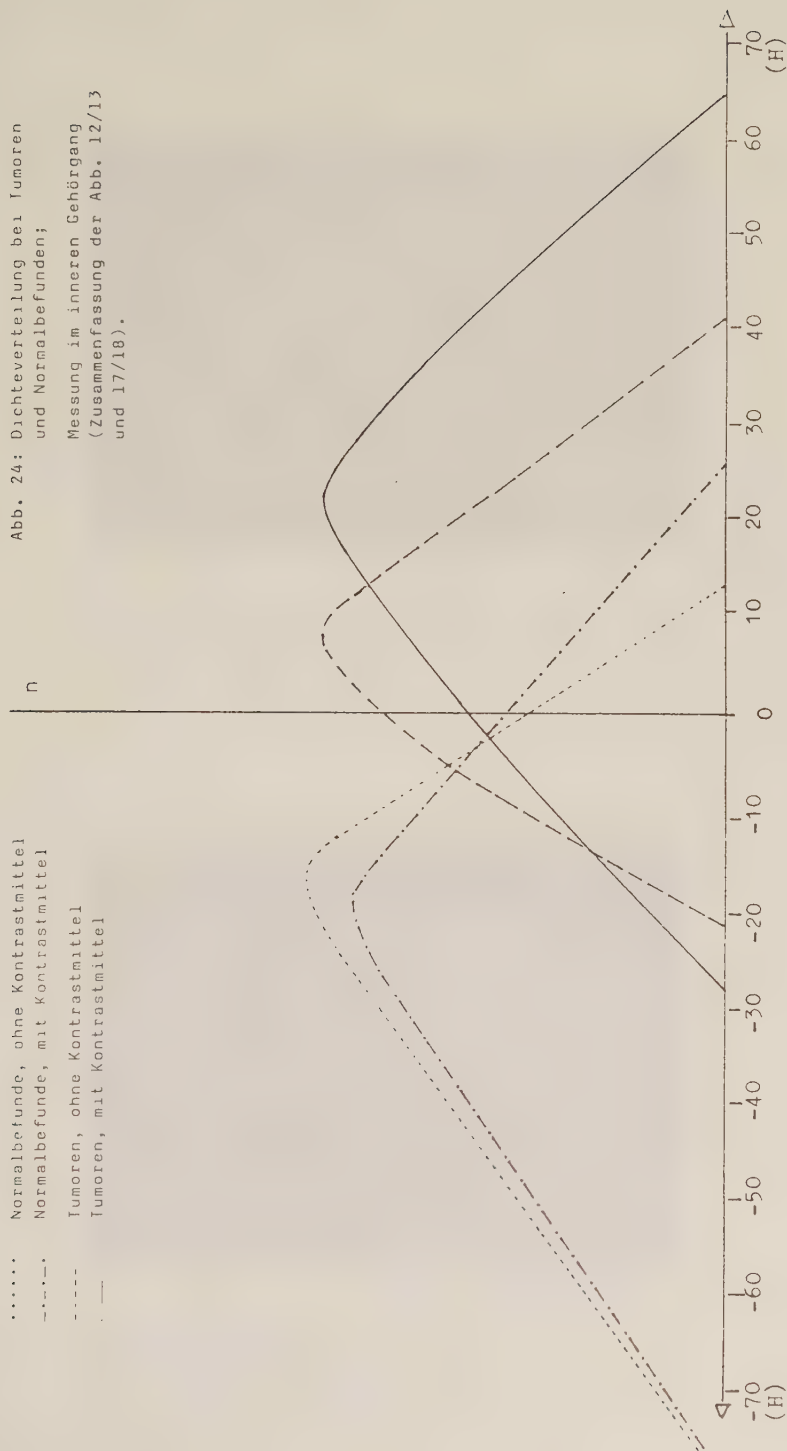




Abb. 25: Dichteprofil durch den Porus

Typischer Normalbefund: Symmetrischer Dichteabfall auf negative Werte im Poruszentrum.

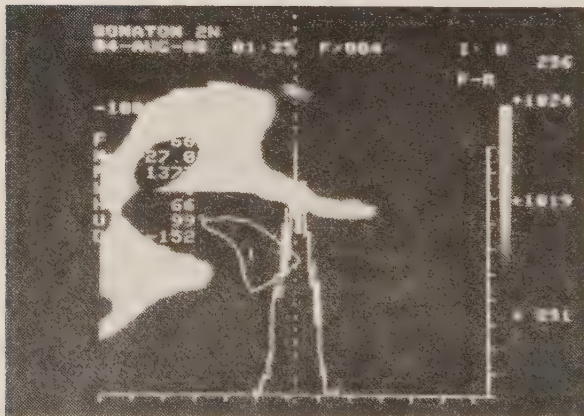


Abb. 26: Markierungsbereich und Histogramm im inneren Gehörgang

Symmetrisches Histogramm um den Maximalwert -27.0 H; die mittlere Dichte betrug -36.6 H; typischer Normalbefund.

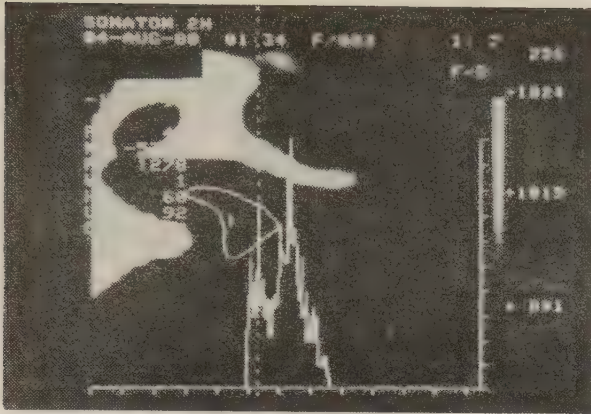


Abb. 27: Markierungsbereich und Histogramm im inneren Gehörgang

Linksgipfliges Histogramm um den Maximalwert -32.0 H; die mittlere Dichte betrug -36.6 H: Normalbefund.

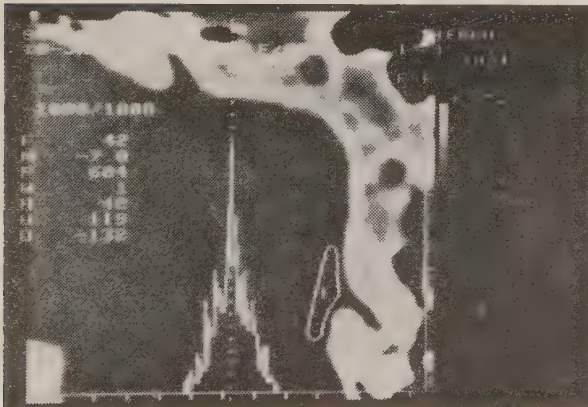


Abb. 28: Markierungsbereich und Histogramm vor dem inneren Gehörgang

Symmetrisches Histogramm um den Maximalwert -7.0 H; die mittlere Dichte betrug -8.9 H: Normalbefund.

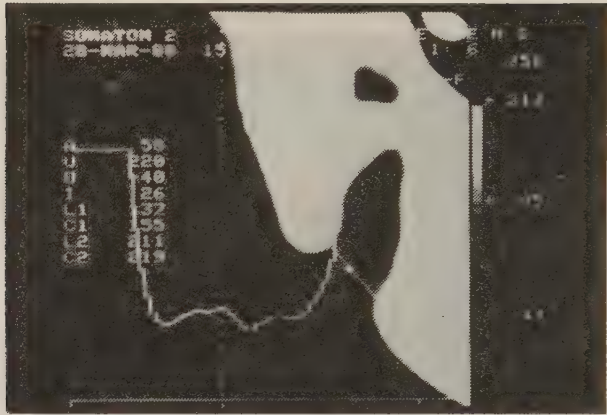


Abb. 29: Meßprofil durch den Porus

Dichteanhebung im Zentrum des Porus auf +58 H:
Typischer Kurvenverlauf bei einem intrameatalen
Tumor.

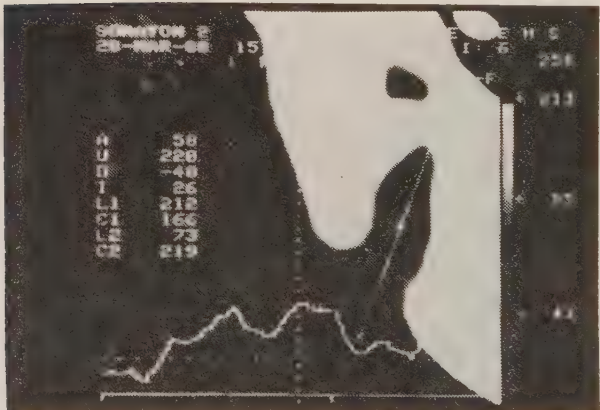


Abb. 30: Meßprofil in der Längsausdehnung des inneren
Gehörganges

Der gesamte intrameatale Abschnitt der Meßlinie ver-
läuft im Positivbereich bis zu maximalen Werten von
58.0 H: Typischer Kurvenverlauf bei einem intra-
meatalen Tumor.

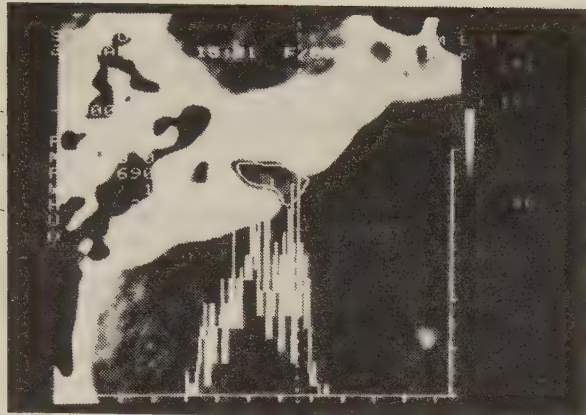


Abb. 31: Markierungsbereich und Histogramm im inneren Gehörgang

Rechtsgipfliges Histogramm um den Maximalwert +50.0 H; die mittlere Dichte betrug +29.1 H: Intrameataler Tumor (operativ bestätigt).

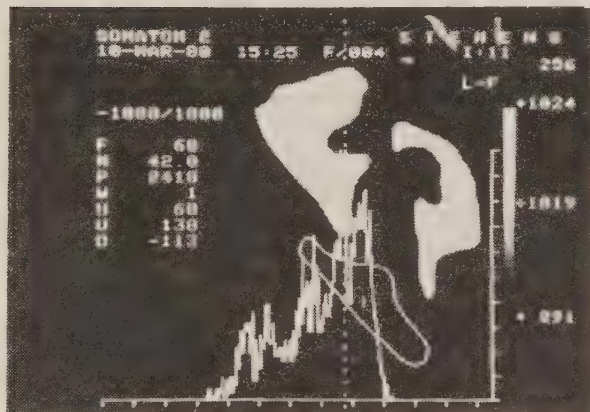


Abb. 32: Markierungsbereich und Histogramm vor dem inneren Gehörgang

Rechtsgipfliges Histogramm mit dem Maximalwert +42.0 H; die mittlere Dichte betrug +25.1 H: Operativ bestätigter Tumor der Größe B.

3.2.3 Ergebnisse der Messungen vor dem inneren Gehörgang

3.2.3.1 Normalbefunde

	oKM 1)	mKM
Anzahl der Messungen	59	80
<u>mittlere Dichte</u> 1)	-6.5	-4.3
mittlere Standardabweichung	18.5	19.7
<u>Histogrammauswertung</u>		
die zwei höchsten gemess. Werte	70/ 68	100/ 80
" " niedrigsten " "	-100/ -93	-118/-105
Mittelwert d. neg. Anteile	-53.9	-52.0
Mittelwert d. pos. Anteile	39.9	42.2
mittlere Breite d. Histogramme	93.9	94.3
Mittelwert d. Maximalwerte	-6.5	-3.5
" d. zus. Gipfel	-3.8	-1.0
Maximalwerte im pos. Bereich	27.0% n=17	37.0% n=31
Maximalwerte im neg. Bereich	73.0% n=46	63.0% n=53
zus. Gipfel im pos. Bereich	47.2% n=34	47.2% n=50
zus. Gipfel im neg. Bereich	52.8% n=38	52.8% n=56
<u>Histogrammformen</u>		
symmetrisch	59.6% n=31	55.0% n=39
asymmetrisch	40.4% n=21	45.0% n=32
von den asymmetrischen		
haben die		
Form 1	38.1% n= 8	47.0% n=15
Form 2	42.9% n= 9	41.0% n=13
Form 2a	19.0% n= 4	12.0% n= 4

1) Bei den angegebenen Ergebnissen handelt es sich um Mittelwerte aus allen Messungen, jeweils ohne (oKM) und mit (mKM) Kontrastmittelinfusion.

Die Werteangabe erfolgt in dimensionslosen Hounsfield-einheiten (H).

Erläuterungen zu den Messungen vor dem inneren Gehörgang:

- Bei den Normalbefunden erfolgt nach KM-Infusion ein diskreter Anstieg aller Meßwerte um maximal 3 H . Dieser Anstieg ist wahrscheinlich durch den Umlauf von Kontrastmittel in Blutgefäßen bedingt, die bei der Messung miterfaßt wurden.
Bei dem höchsten gemessenen Wert dürfte es sich um einen Teilvolumeneffekt durch angeschnittenen Knochen handeln. Bemerkenswert erscheint, daß unter dem Punkt "zusätzliche Gipfel im negativen und positiven Bereich" für die Messungen vor und nach KM-Gabe identische Prozentzahlen errechnet wurden.
- Bei den Tumorfällen erfolgt bereits vor der KM-Gabe eine Umkehr der Verhältnisse von "Maximalwerte und zusätzliche Gipfel im neg. Bereich" zu "Maximalwerte und zusätzliche Gipfel im pos. Bereich" im Vergleich zu den Normalbefunden. Die mittlere Dichte liegt bereits vor KM-Infusion um über 17 H höher als bei den Normalbefunden. Nach KM-Infusion verzeichnet man einen Anstieg aller Histogrammparameter des positiven Bereiches um etwa 10 bis 20 H . Die mittlere Dichte steigt sogar um 34.5 H an. Die Histogrammanteile im negativen Bereich verändern sich nicht wesentlich; dabei muß man bedenken, daß bei dieser Messung praktisch immer tumorfreie Zonen angeschnitten werden und daß auch streng intrameatale Tumoren in der Untersuchungsreihe enthalten sind.
Aus den Mittelwerten der Standardabweichungen läßt sich entnehmen, daß die Dichtewerte bei den Tumoren insgesamt homogener sind als bei den Normalbefunden.
- Die Fallzahlen der Histogramm-Formanalysen sind bei den Tumorfällen zu gering, um die Ergebnisse statistisch signifikant bewerten zu können. Um die Tendenzen aufzuzeigen und der Vollständigkeit wegen, sind aber alle Werte in den Tabellen angeführt.

Abb. 33: Messung vor dem inneren Gehörgang
bei Normalbefunden, vor Kontrast-
mittelgabe (n=59);
Relative Häufigkeit der Meßwerte

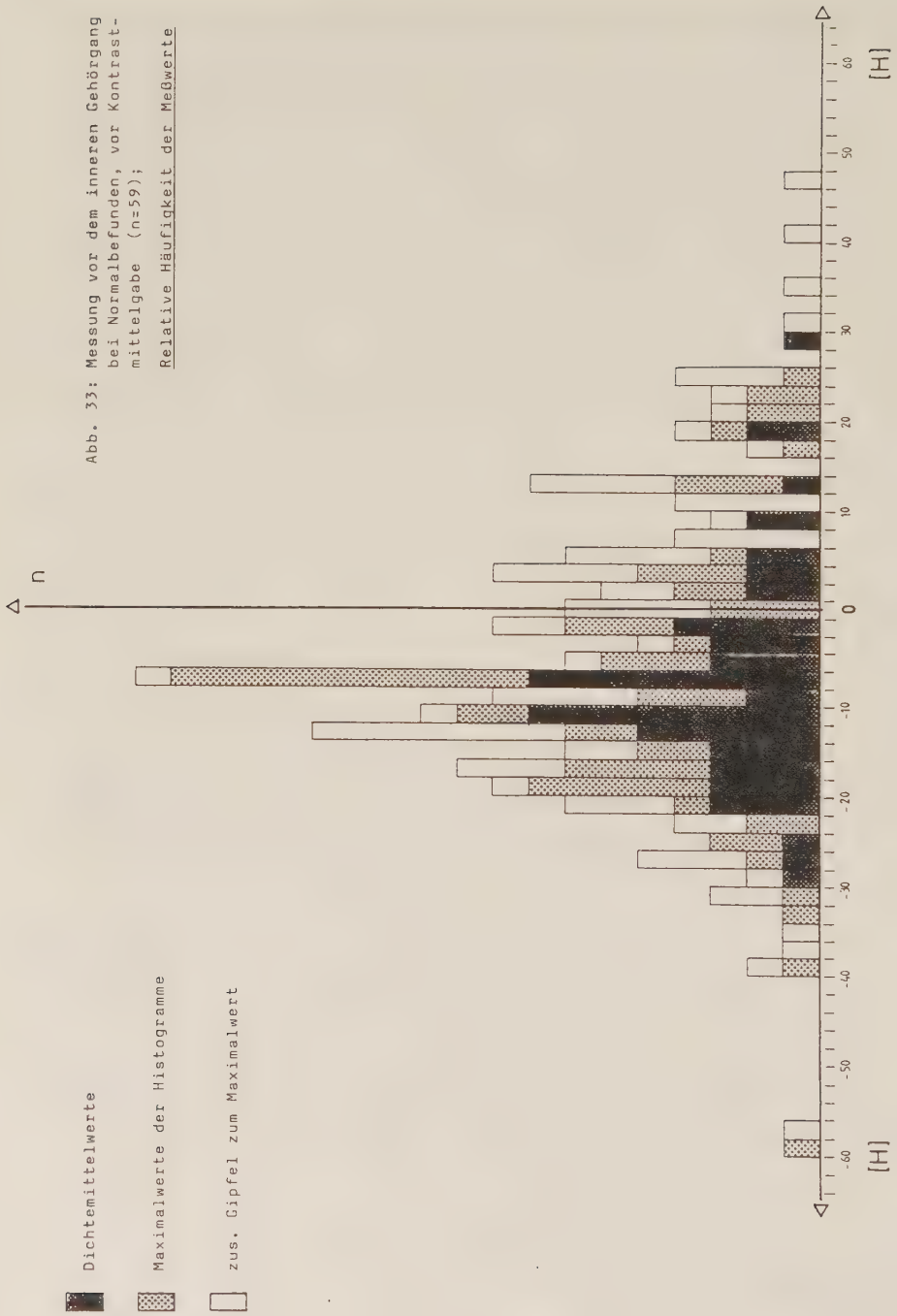
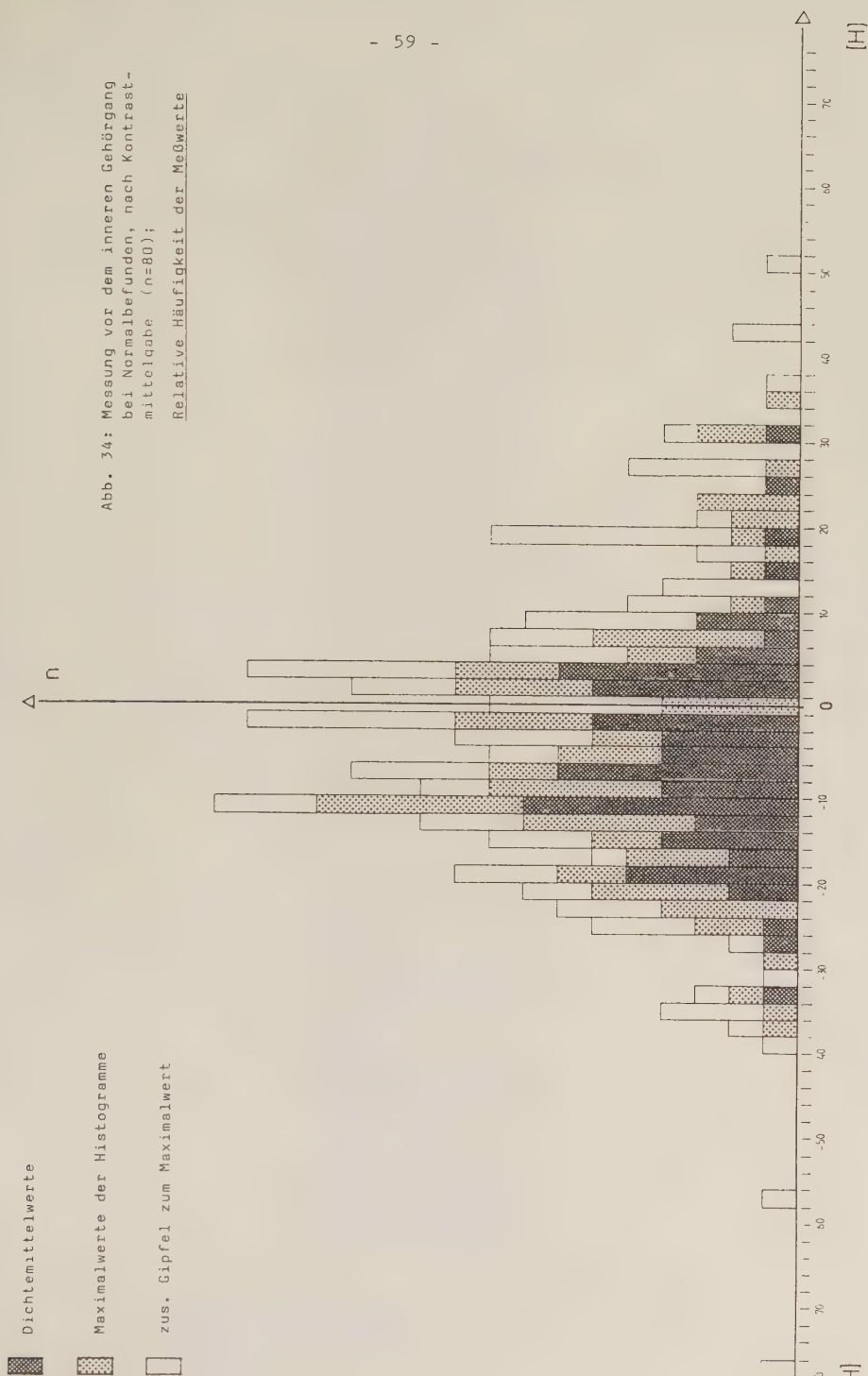


Abb. 34: Messung vor dem inneren Gehörgang
bei Normalbefunden, nach Kontrast-
mittelgabe (n=80);
Relative Häufigkeit der Meßwerte



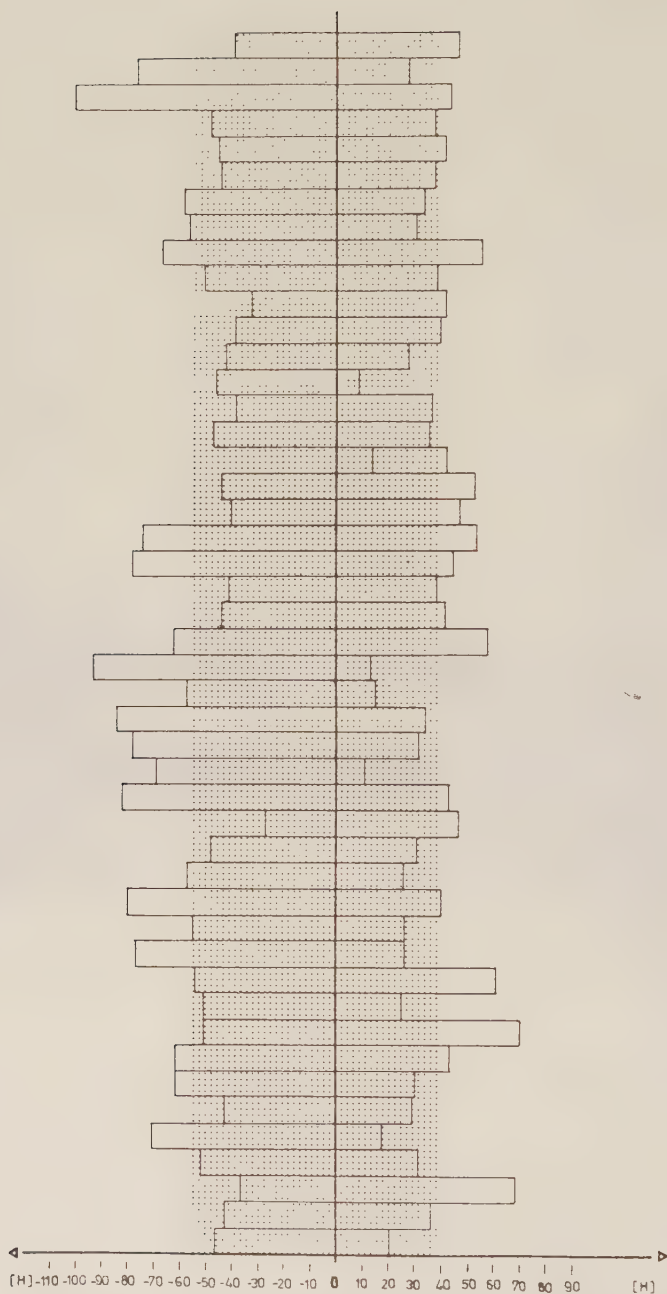


Abb. 35: Streubreite der Histogramme; Messung vor dem inneren Gehörgang bei Normalbefunden vor Kontrastmittelgabe (n=47); die gerasterte Fläche kennzeichnet die mittlere Breite.

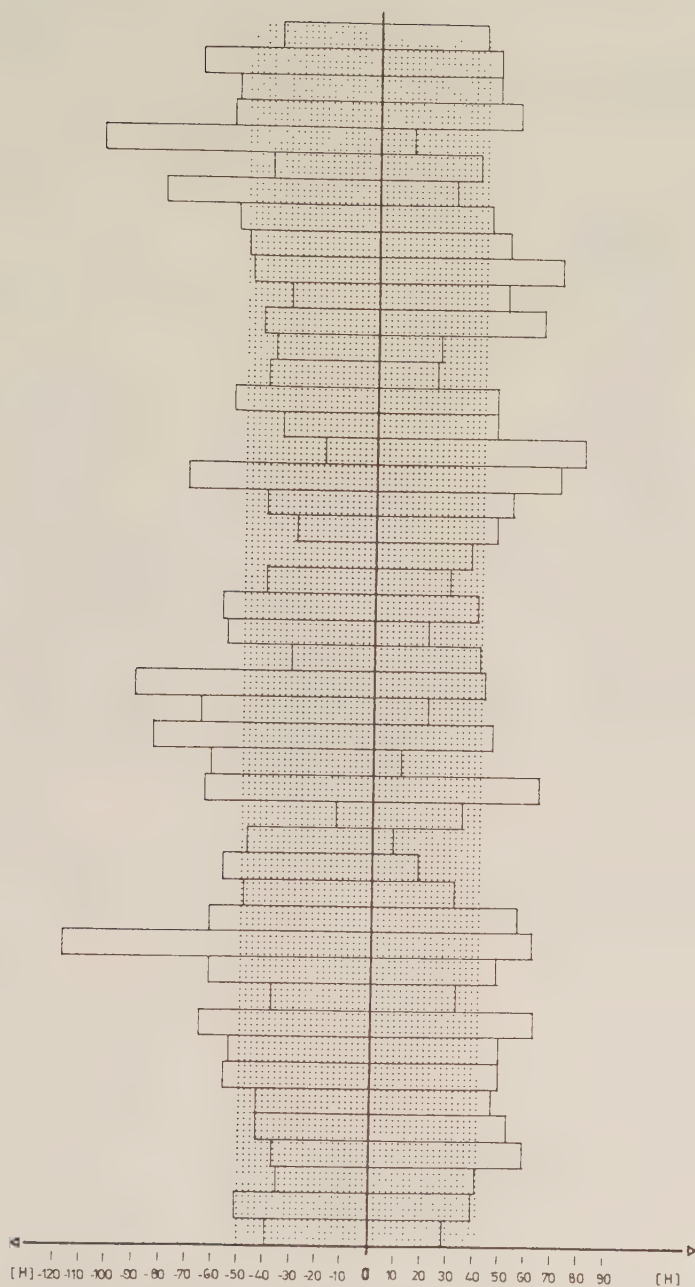


Abb. 36: Streubreite der Histogramme; Messung bei Normalbefunden vor dem inneren Gehörgang nach Kontrastmittelinfusion (n=47); die gerasterte Fläche kennzeichnet die mittlere Breite.

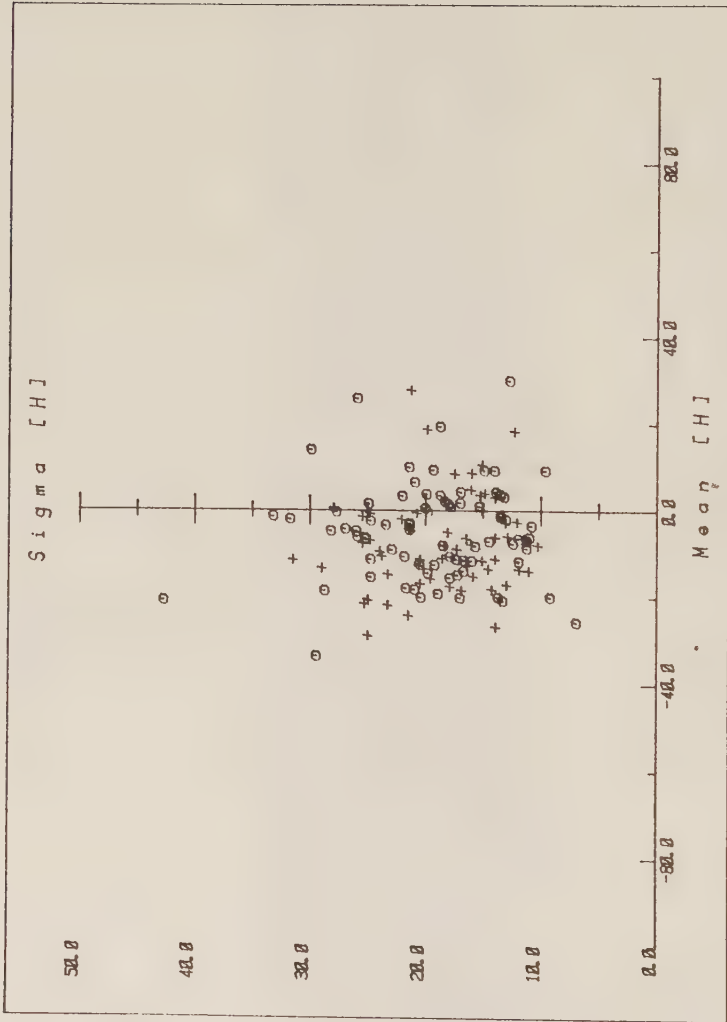


Abb. 37: Scatterdiagramm der Messungen vor dem inneren Gehörgang bei Normalbefunden, vor und nach Kontrastmittelinfusion ($n=80$);
 + = ohne Kontrastmittel, o = mit Kontrastmittel

3.2.3 Ergebnisse der Messungen vor dem inneren Gehörgang

3.2.3.2 Tumorfälle

	oKM 1)	mKM
Anzahl der Messungen	19	23
<u>mittlere Dichte</u> 1)	10.9	30.2
mittlere Standardabweichung	16.6	17.4
<u>Histogrammauswertung</u>		
die zwei höchsten gemess. Werte	124/ 100	128/ 106
" " niedrigsten " "	-108/ -69	-88/ -59
Mittelwert d. neg. Anteile	-36.7	-24.6
Mittelwert d. pos. Anteile	53.0	73.5
mittlere Breite d. Histogramme	89.7	98.1
Mittelwert d. Maximalwerte	8.5	29.7
" d. zus. Gipfel	12.3	32.5
Maximalwerte im pos. Bereich	70.0% n=14	92.0% n=22
Maximalwerte im neg. Bereich	30.0% n= 6	8.0% n= 2
zus. Gipfel im pos. Bereich	89.3% n= 25	100% n=29
zus. Gipfel im neg. Bereich	10.7% n= 3	- - - -
<u>Histogrammformen</u>		
symmetrisch	25.0% n= 4	33.3% n= 7
asymmetrisch	75.0% n=12	66.7% n=14
von den asymmetrischen		
haben die	Form 1	41.7% n= 5
	Form 2	58.3% n= 7
	Form 2a	- - - -
	Form 4b	- - - -

1) Bei den angegebenen Ergebnissen handelt es sich um Mittelwerte aus allen Messungen, jeweils ohne (oKM) und mit (mKM) Kontrastmittelinfusion.

Die Werteangabe erfolgt in dimensionslosen Hounsfield-einheiten (H).

Abb. 38: Messung vor dem inneren Gehörgang
bei Tumoren, vor Kontrastmittel-
gabe (n=19);
Relative Häufigkeit der Meßwerte

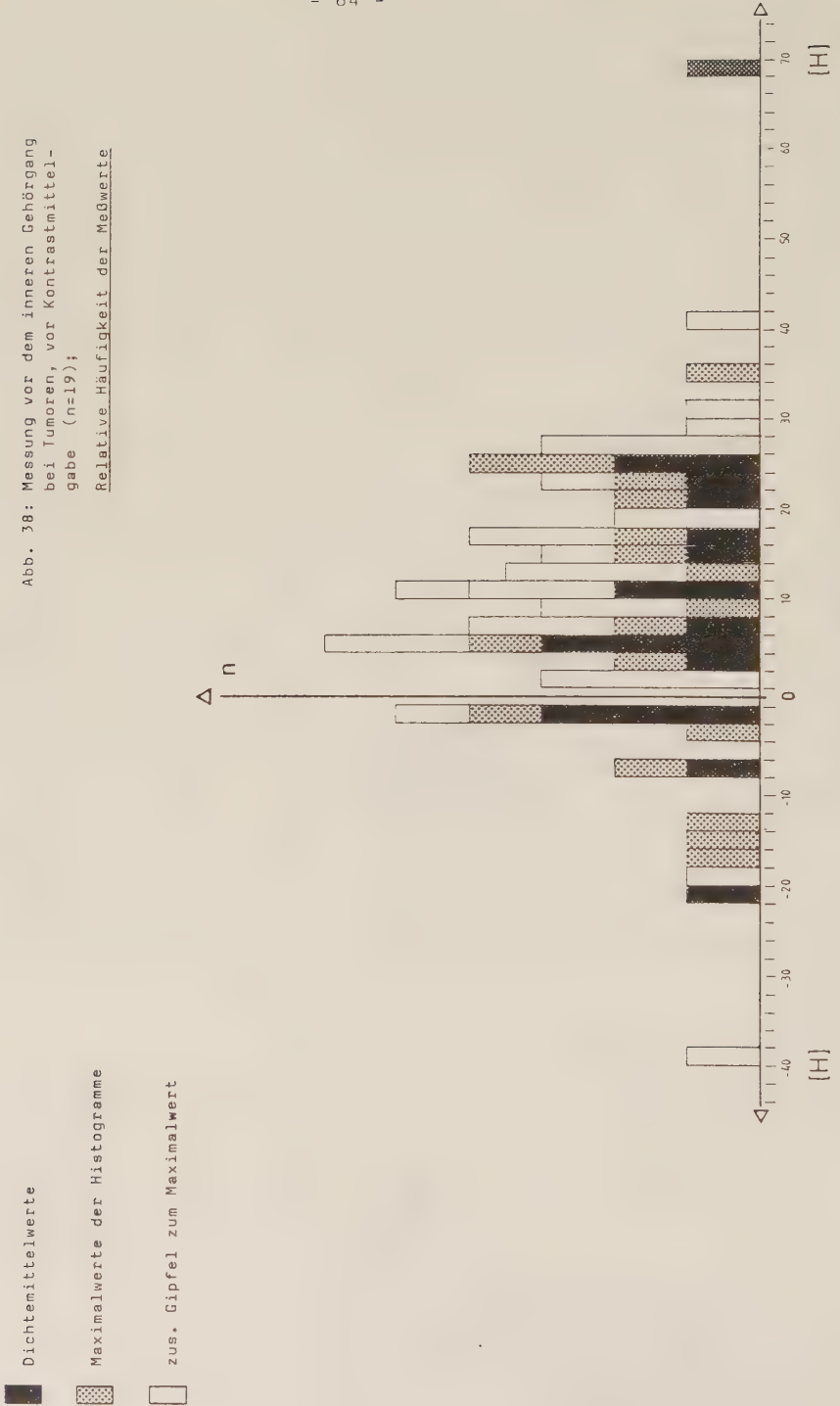
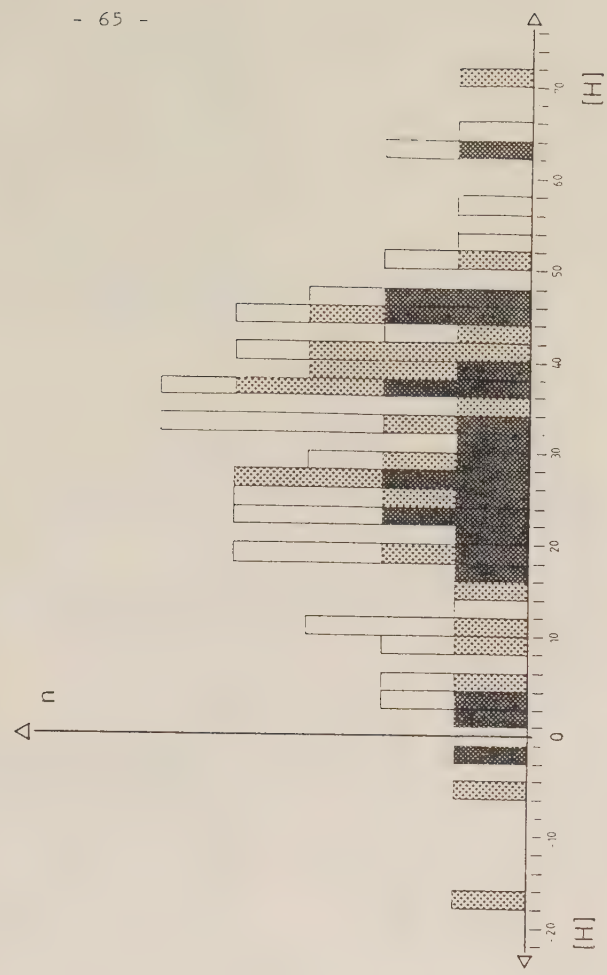


Abb. 39: Messung vor dem inneren Gehörgang
bei Tumoren, nach Kontrastmittel-
gabe (n=23);
Relative Häufigkeit der Meßwerte



 Dichtemittelwerte
 Maximalwerte der Histogramme
 zus. Gipfel zum Maximalwert

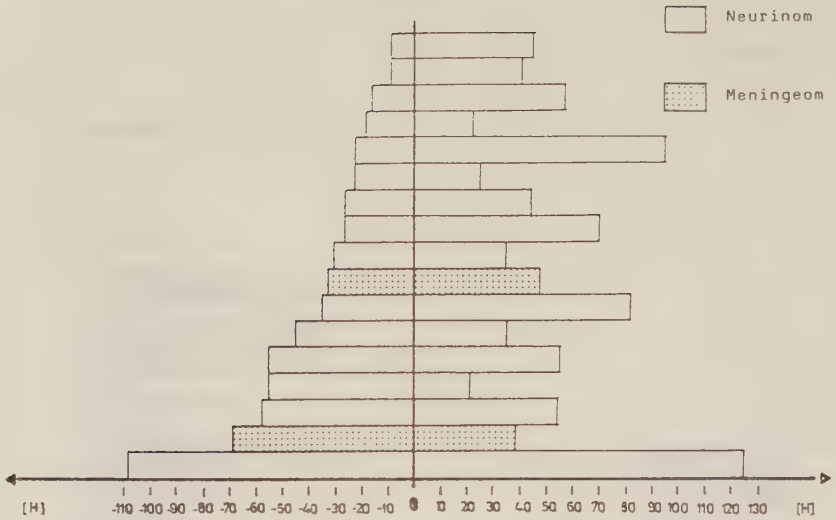


Abb. 40a: Streubreite der Histogramme;
Messung vor dem inneren Gehörgang bei Tumoren,
vor Kontrastmittelinfusion (n=19).

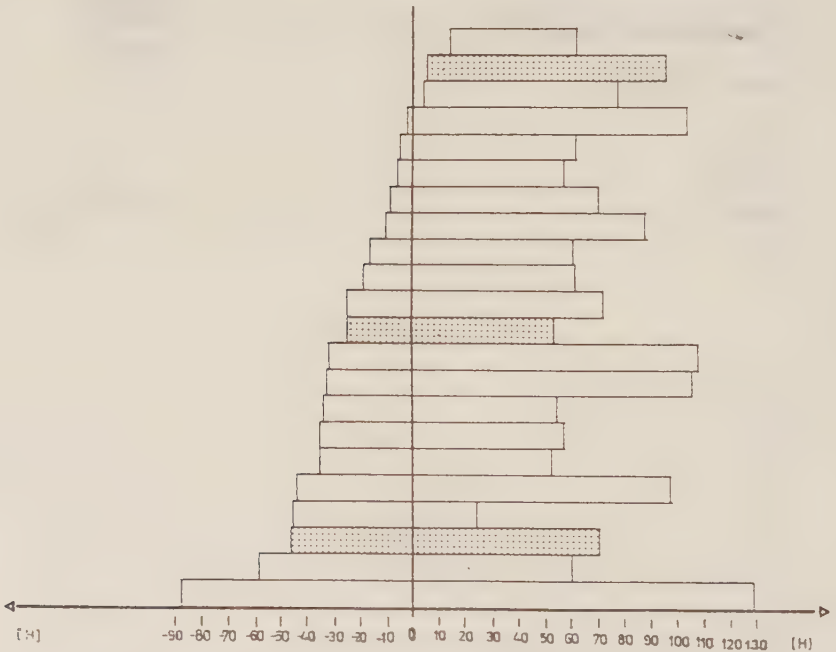


Abb. 40b: Streubreite der Histogramme;
Messung vor dem inneren Gehörgang bei Tumoren,
nach Kontrastmittelgabe (n=23).

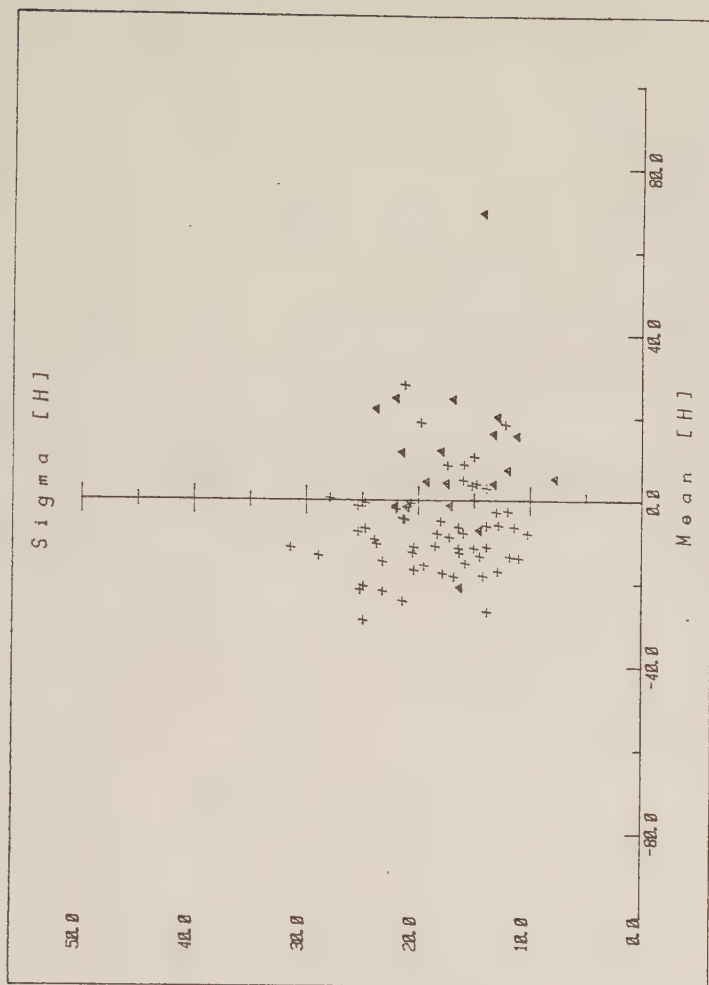


Abb. 41: Scatterdiagramm der Messungen vor dem inneren Gehörgang bei Normalbefunden und Tumoren, vor Kontrastmittelinfusion (n=78);
 + = Normalbefunde, Δ = Tumore

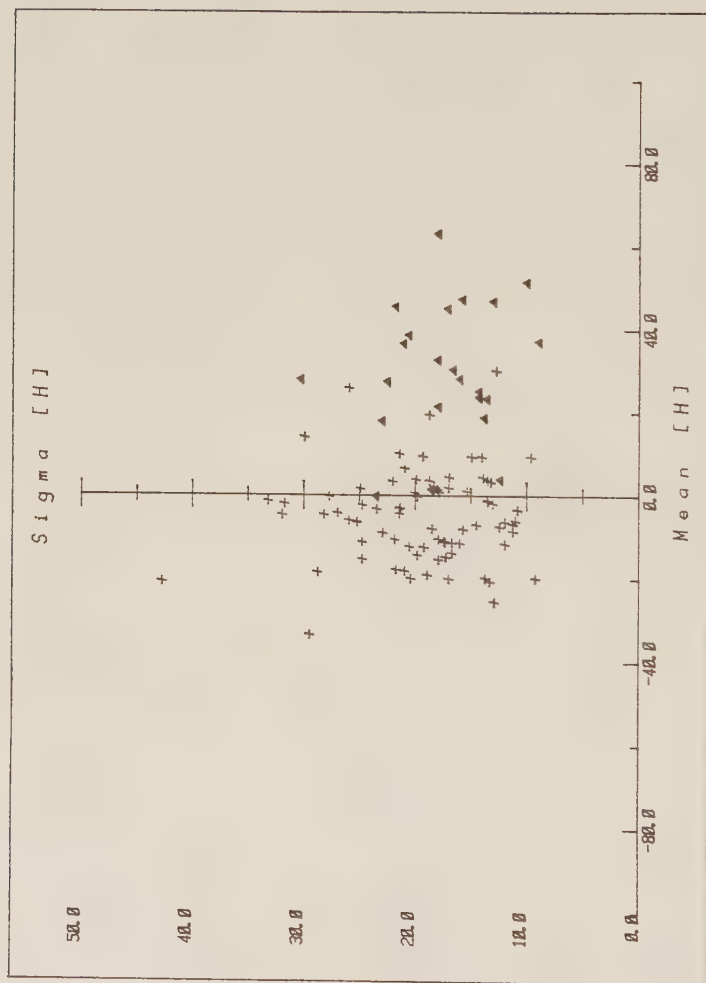


Abb. 42: Scatterdiagramm der Messungen vor dem inneren Gehörgang bei Normalbefunden und Tumoren, nach Kontrastmittelinfusion (n=103);

Durchschnittlicher Dichteanstieg der Tumormesswerte um 20 H.
 + = Normalbefunde, Δ = Tumore

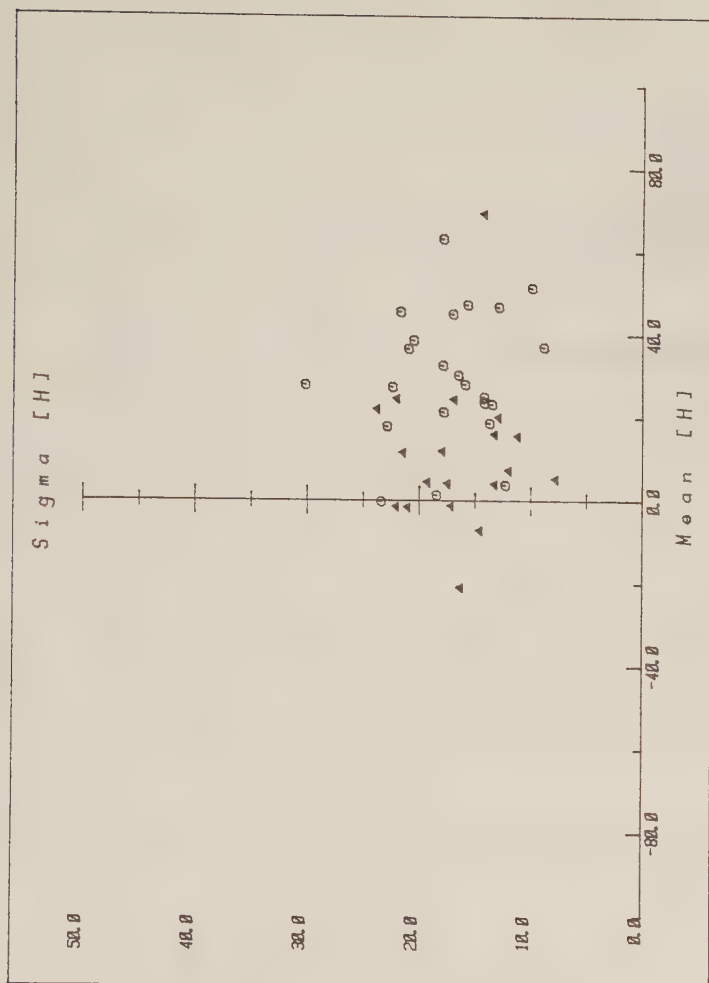


Abb. 43: Scatterdiagramm der Messungen vor dem inneren Gehörgang bei Tumoren, vor und nach Kontrastmittelinfusion ($n=23$);
 Δ = ohne Kontrastmittel, $\circ$ = mit Kontrastmittel

3.2 Ergebnisse der Messungen

3.2.4 Tumorgewebe

	oKM 1)	mKM
Anzahl der Messungen	15	26
<u>mittlere Dichte</u> 1)	21.4	50.1
mittlere Standardabweichung	13.4	14.8
<u>Histogrammauswertung</u>		
die zwei höchsten gemess. Werte	82/ 78	130/ 128
" " niedrigsten " "	-38/-31	-88/ -36
Mittelwert d. neg. Anteile	-14.1	1.4
Mittelwert d. pos. Anteile	50.2	87.2
mittlere Breite d. Histogramme	64.3	88.6
Mittelwert d. Maximalwerte	22.7	51.0
" d. zus. Gipfel	21.0	49.1
Maximalwerte im pos. Bereich	92.8% n=13	100% n=27
Maximalwerte im neg. Bereich	7.2% n= 1	- - - -
zus. Gipfel im pos. Bereich	100% n=24	100% n=33
zus. Gipfel im neg. Bereich	- - - -	- - - -

Nach KM-Infusion finden sich nur noch bei 32% der Tumoren negative Dichtewerte. Dabei handelt es sich um Tumoren aller Größen.

Der höchste gemessene Wert stammt von einem Meningeom. Der Dichteanstieg nach KM-Infusion bewegt sich bei den meisten Parametern um einen Wert von etwa 30 H.

1) Bei den aufgeführten Ergebnissen handelt es sich um Mittelwerte aus allen Messungen, jeweils ohne (oKM) und mit (mKM) Kontrastmittel.

Die Werteangabe erfolgt in dimensionslosen Hounsfield-einheiten (H).

Abb. 44: Messung im Tumorgewebe,
vor Kontrastmittelgabe (n=15)

Relative Häufigkeit der
Meßwerte

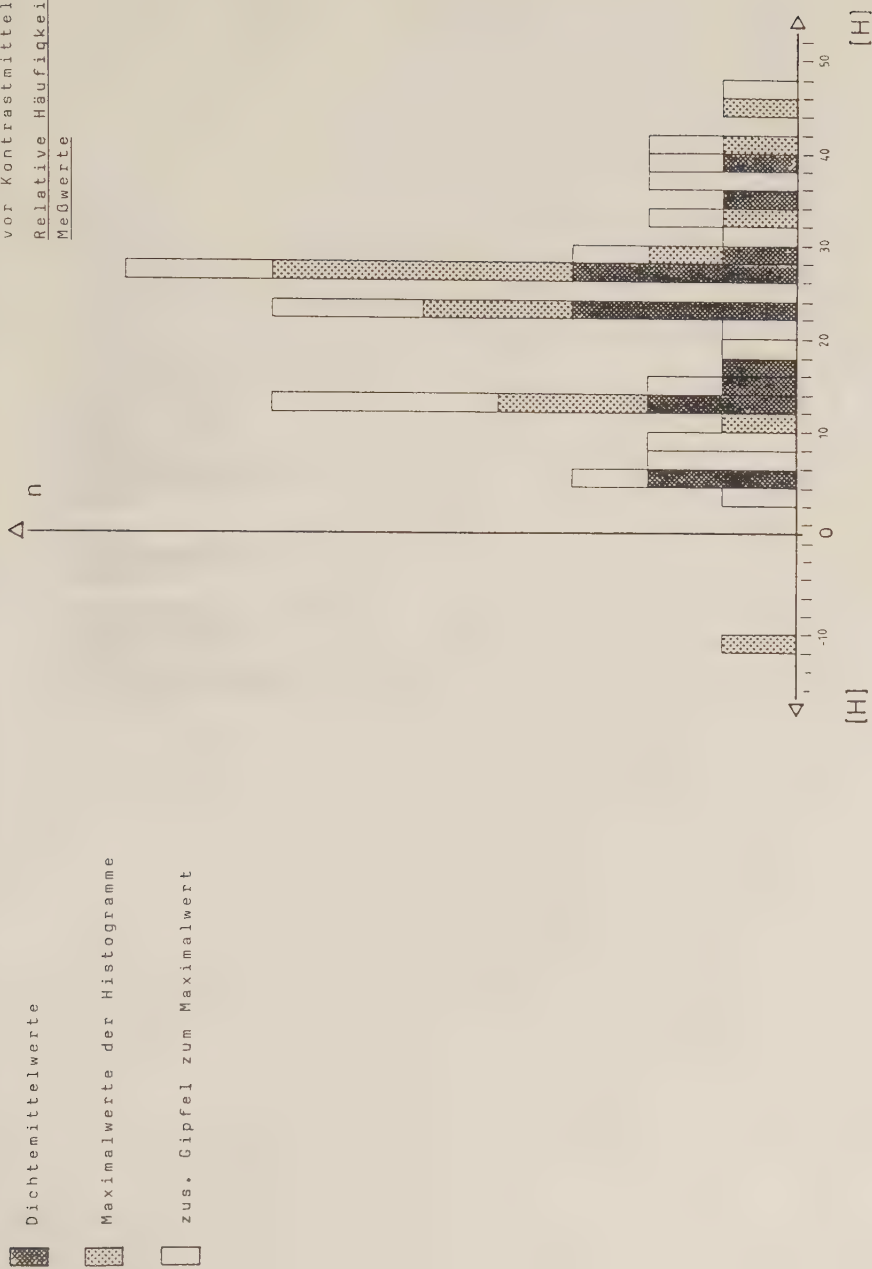


Abb. 45: Messung im Tumorgewebe,
nach Kontrastmittelgabe (n=26)
Relative Häufigkeit der Meßwerte

Dichtemittelwerte

Maximalwerte der Histogramme

zus. Gipfel zum Maximalwert



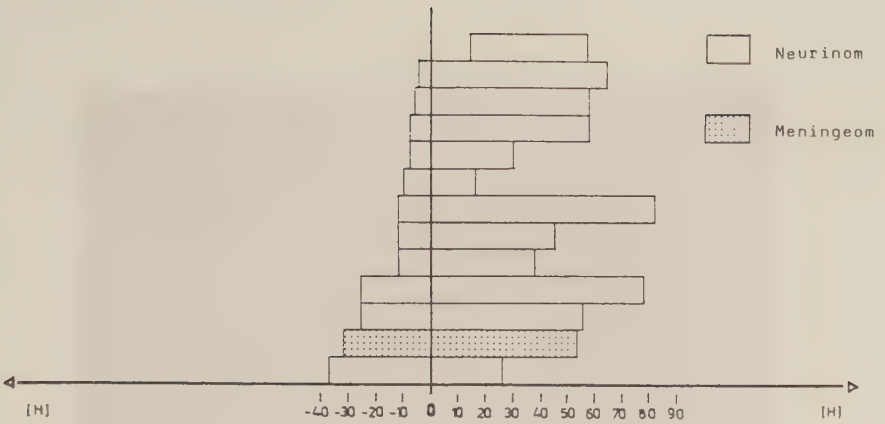


Abb. 46a: Streubreite der Histogramme;
Messung im Tumorgewebe, vor Kontrastmittelgabe (n=13)

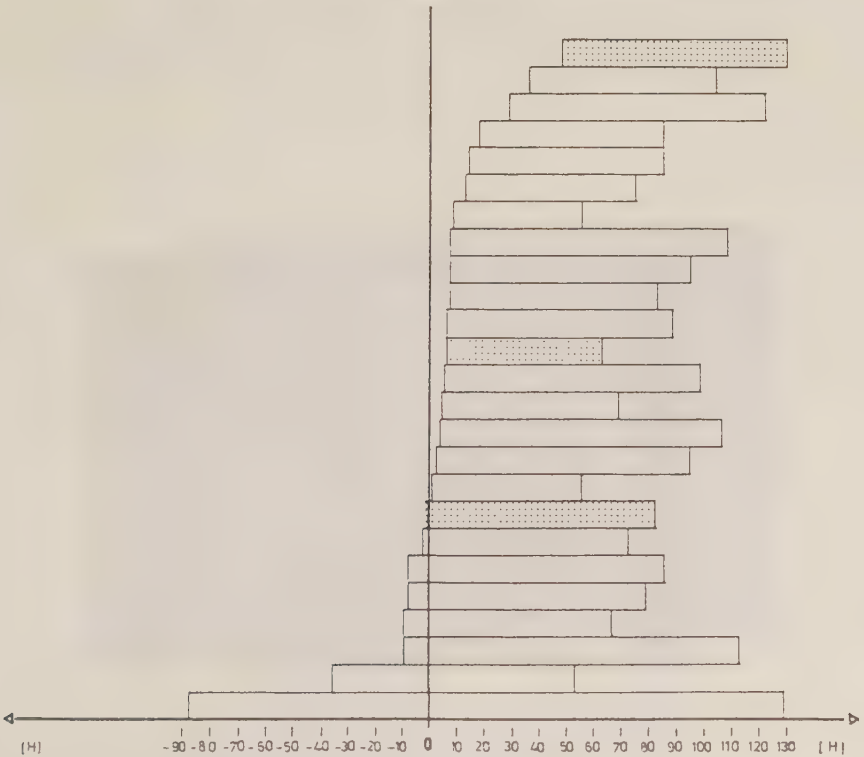


Abb. 46b: Streubreite der Histogramme;
Messung im Tumorgewebe, nach Kontrastmittelgabe (n=25)

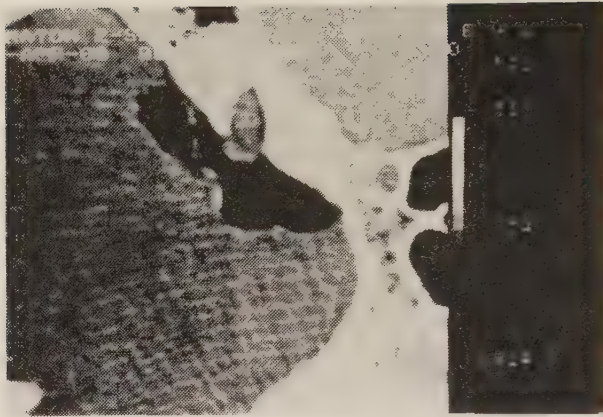


Abb. 47a: Akustikustumor der Größe A

Bei der Gascisternographie gelangt keine Luft in den inneren Gehörgang; in der Luftblase erkennt man eine Gefäßschlinge (Aufnahme nach Kontrastmittelinfusion).

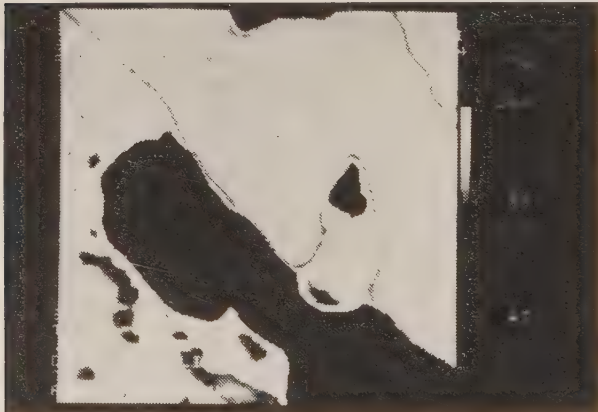


Abb. 47b: Tumor der Größe A aus Abbildung 47a

Durch Helltasten wird der Dichtebereich von +5 bis +60 H hervorgehoben; der Fundusbereich und ein sichelförmiger Bezirk im vorderen Anteil des Tumors entsprechen nicht diesen Dichtewerten.

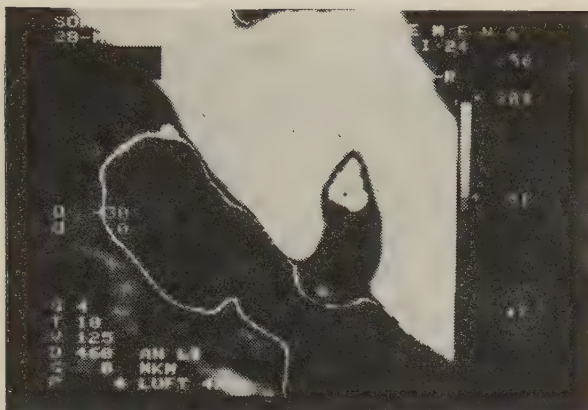


Abb. 47c: Tumor aus Abbildung 47a

Hellstellen des Dichteintervalles -30 bis 0.0 H;
nahezu das gesamte Fundusgebiet entspricht diesen
Dichtewerten.

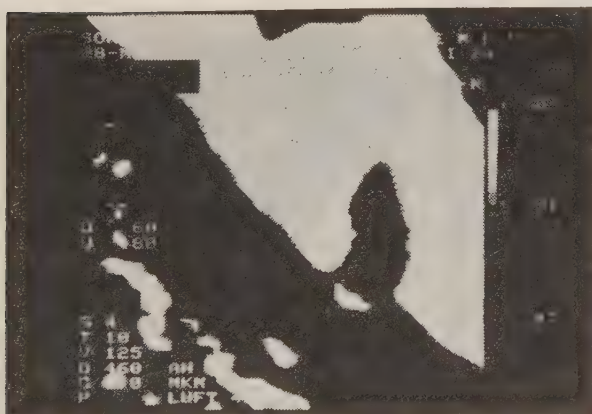


Abb. 47d: Tumor aus Abbildung 47a

Durch Hellstellen wird deutlich, daß der sichel-
förmige Bezirk im leicht prolabierenden vorderen
Anteil des Tumors Dichtewerte zwischen +60 und +80 H
aufweist.



Abb. 47e: Tumor aus Abbildung 47a

Der Hauptanteil des Tumors entspricht dem Dichteintervall von +5 bis +60 H, wobei in dieser Abbildung der Bereich von +5 bis +30 H hell markiert ist.

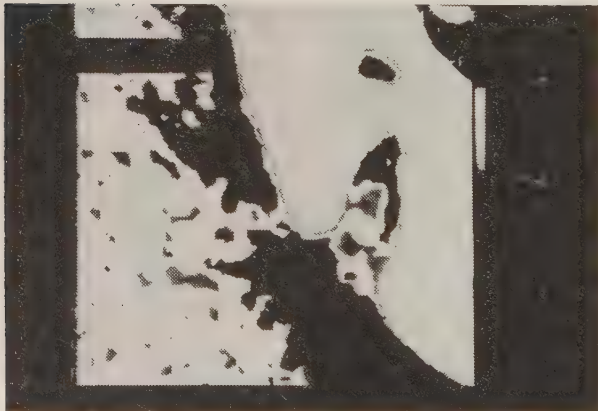


Abb. 47f: Tumor aus Abbildung 47a

Durch Helltasten ist das Dichteintervall von +20 bis +45 H hell markiert.

3.2.5 Ergebnisse der Referenzmessungen

Ziel und Durchführung dieser Messung sind in Abschnitt 2.5.5, Seite 25, beschrieben. In der folgenden Tabelle sind die Ergebnisse zusammengefaßt:

Dichtemittelwerte (H):

Referenz - ROI bei <u>Normalbefunden</u>					
frontal			occipital		
	betroffene Seite	unauffällige Seite	betr. Seite	unauff. Seite	
oKM	-3.8	-8.7	18.4	10.9	(n=20)
mKM	-5.5	-6.4	15.4	13.3	(n=21)

Dichtemittelwerte (H):

Referenz - ROI bei <u>Tumorfällen</u>					
frontal			occipital		
	betroffene Seite	unauffällige Seite	betr. Seite	unauff. Seite	
oKM	-0.8	-5.2	30.7	23.5	(n=11)
mKM	-2.9	-0.2	33.5	30.1	(n=14)

Da zu Beginn der Untersuchungen der Eindruck entstanden war, als ob diese Messungen zu keinem verwertbaren Resultat führen würden, wurden sie leider nicht bei allen Patienten durchgeführt.

Die Ergebnisse deuten aber die Tendenz an, daß auch bei den Messungen, die außerhalb des Tumorgewebes vorgenommen worden waren, bei den Normalbefunden im Mittel niedrigere Dichtewerte gefunden werden als bei den Tumorpatienten.

4. Diskussion

4.1 Computertomographische Diagnostik von Tumoren im inneren Gehörgang und im Kleinhirnbrückenwinkel

Schwerpunkt der meisten Arbeiten auf dem Gebiet der computertomographischen Diagnose von Tumoren des inneren Gehörganges und Kleinhirnbrückenwinkels ist der direkte bildliche Tumornachweis.

Es finden sich in der Literatur auch Hinweise auf Dichtemessungen in tumorverdächtigen Arealen, doch wurden wegen der ähnlichen Dichte von normalem Hirngewebe und Tumorgewebe keine umfangreicheren Untersuchungen zu dieser Thematik bekannt. WITTEN und WADE berichten beispielsweise von einem Akustikusneurinom von 4 cm Durchmesser, das weder zu einer knöchernen Veränderung am CAI geführt hatte, noch durch einen Dichteanstieg nach Kontrastmittelinfusion computertomographisch nachzuweisen war. Der Tumornachweis gelang schließlich operativ (53).

HOUSE und HATAM (25, 16) berichten über eine Demineralisation des Felsenbeines durch den Tumordruck, die durch die computertomographische Dichtemessung nachgewiesen werden kann. Eine derartige Untersuchung sollte ursprünglich auch in diese Arbeit aufgenommen werden. Leider waren die Meßwerte auf den Bereich bis +1000 H beschränkt, so daß eine exakte Messung in dichten Knochenzonen - hier werden Werte bis +2000 H erwartet (RETTINGER et al., 40) - nicht möglich war.

In der vorliegenden Arbeit wird der Versuch unternommen, den mit jeder computertomographischen Untersuchung gewonnen hohen, aber subjektiv nicht genau faßbaren Informationsgehalt auszunutzen. Mittels der Dichtemessung sollen Kriterien erarbeitet werden, die es dem Untersucher ermöglichen, an Hand von quantifizierenden Messungen eine Diagnose stellen oder einen Verdacht erhärten zu können.

Zur besseren Einschätzung der vorgelegten Ergebnisse ist der Hinweis auf einige meßtechnische und physikalische Grundlagen erforderlich, die an dieser Stelle beschrieben werden sollen.

4.2 Qualität computertomographischer Messungen und Abbildungseigenschaften

4.2.1 Räumliches Auflösungsvermögen

Die Qualität der Abbildungseigenschaften eines Computertomographen wird durch sein räumliches und sein Dichteauflösungsvermögen bestimmt. Ferner sind prinzipiell die gleichen bzw. ähnlichen Unschärfeeinflüsse zu berücksichtigen, wie bei jedem anderen Röntgenbildsystem.

Für die erzielbare Detailauflösung ist neben der Zahl der Projektionen die Zahl der Meßwerte pro Projektion wichtig. Letztere ist durch die Detektorgröße und -einteilung bestimmt. Die Abmessungen des den Detektor treffenden Strahlenbündels und der Brennfleckweg während der Röntgenimpulsdauer sind zusätzlich von Bedeutung für das räumliche Auflösungsvermögen. Dabei wird vorausgesetzt, daß die Pixelgröße so gewählt wird, daß sie die räumliche Auflösung in der Schichtebene nicht beeinträchtigt.

Für die Wiedergabe aller anatomischen Einzelheiten im Bild steht die feste Anzahl von 65536 Rasterpunkten (beim verwendeten Somatom 2) zur Verfügung.

Für die Auflösung in vertikaler Richtung ist die Schichtdicke entscheidend, die zwischen 2 und 8 mm betragen kann. Kleinere Pixelwahl und dünnere Schichten führen zu kleineren Einzelvolumina und somit zu einer besseren räumlichen Auflösung. Andererseits können bei einer Verkleinerung der Volumenelemente pro Einzelvolumen weniger Röntgenquanten registriert werden, was die Fehlerbreite der Messung erhöht und das Dichteauflösungsvermögen negativ beeinflußt. Räumliches Auflösungsvermögen und Dichteauflösung stehen also in gegenseitiger Abhängigkeit.

4.2.2 Dichteauflösung

Die Genauigkeit bei der Unterscheidung verschiedener Dichtewerte wird Dichteauflösungsvermögen genannt. Die Dichteauflösung hängt vorrangig von der Anzahl der aus der Röntgenröhre emittierten Quanten und somit von der aufgewendeten Dosis ab (33, 45).

An dieser Stelle ist der physikalische Begriff des "Rauschens" zu erklären. Rauschen bedeutet, daß während der Messung die Signalwerte bei unveränderter Meßsituation zeitlich nicht konstant sind, sondern mit einer gewissen Streubreite um einen mittleren Wert schwanken. Ursache hierfür ist

1. die statistische Schwankung der Emission und Registrierung der Röntgenquanten (Quantenrauschen)
2. das von elektrischen Bausteinen erzeugte Rauschen (Elektronikrauschen).

Rauschen führt auch bei homogenen Objekten zu Inhomogenitäten im CT-Bild.

Das Elektronikrauschen ist vernachlässigbar. Das Quantenrauschen ist um so kleiner, je höher die Zahl der registrierten Quanten und damit auch die zur Bilderzeugung aufgewendete Dosis ist. Hierdurch wird die statistische Sicherheit der CT-Werte bestimmt.

Dies ist deshalb von Bedeutung, weil das CT-Bild über die morphologische Darstellung hinaus auch quantitative Aussagen liefert, denn die CT-Meßwerte lassen Rückschlüsse auf die Dichte und Zusammensetzung des Gewebes in der untersuchten Schicht zu. Die meßbare Schwächung von Röntgenquanten beim Durchgang durch Materie hängt nämlich von den drei Determinanten

- Energie E der Quanten
- physikalische Dichte ρ des Materials
- effektive Ordnungszahl Z_{eff} des Materials

ab. Hieraus resultiert ein relativer Schwächungskoeffizient -

oft vereinfachend Dichtewert genannt - der, wie bereits in Abschnitt 1.3 erwähnt wurde, bestimmten Gewebearten zugeordnet werden kann. Der kleinste registrierbare Dichteunterschied zwischen zwei Gewebearten hängt jeweils von der Größe der Areale und der Dosis ab und kann bis etwa 0.5% betragen. Diese Dichteunterscheidungsfähigkeit reicht beispielsweise aus, um bei Schädelaufnahmen die graue von der weißen Hirnsubstanz zu unterscheiden.

4.2.3 Artefakte

4.2.3.1 Definition

Unter Artefakten versteht man Erscheinungen im computertomographischen Bild, denen keine Objektstrukturen zugeordnet werden können (33).

Ursachen für Artefakte in der Computertomographie können sein:

- Bewegungen des zu messenden Objektes
- extrem hohe Kontrastunterschiede im Meßobjekt
(Metallclips, Bariumsulfat)
- mangelnde Präzision der Meßeinrichtung
(defekte oder ungenaue Detektoren)
- Artefakte, die im Prinzip der Meßwerterfassung, im Bildrekonstruktionsverfahren oder im physikalischen Verhalten der Röntgenquanten begründet sind:
 - Teilvolumeneffekt (= partial volume effect)
 - Spektraler Aufhärtungseffekt

Auf die beiden letztgenannten, die Exaktheit der Meßwerte beeinflussenden Phänomene, muß im Folgenden genauer eingegangen werden, da durch sie ganz besonders die Dichteerfassung im Schädelinnenraum - und hier wiederum speziell im inneren Gehörgang - beeinflusst wird.

4.2.3.2 Linearer und nichtlinearer Teilvolumeneffekt

Teilvolumeneffekte treten bei jeder CT-Abbildung einer nicht ideal homogenen Schicht auf. Ideal homogen heißt, daß jeder Dichtesprung im Meßobjekt immer mit der Grenze zweier Elementarvolumina zusammentreffen müßte.

a) Linearer Teilvolumeneffekt

In der Praxis wird bei jeder Messung der Fall eintreten, daß in einem quaderförmigen Volumenelement V in einem bestimmten Verhältnis Material zweier unterschiedlicher Dichten H_1 und H_2 zur Messung kommen. Der bei der Berechnung ermittelte Dichtewert H dieses Volumenelementes repräsentiert dann je nach Materialverteilung einen Mittelwert aus beiden Dichtewerten. Der lineare Teilvolumeneffekt erzeugt immer eine gewisse Verwischung der abzubildenden Strukturen in den Raumrichtungen (43).

b) Nichtlinearer Teilvolumeneffekt

Beim nichtlinearen Teilvolumeneffekt wird nicht der genaue Mittelwert zweier unterschiedlicher Dichten, die in einem Elementarvolumen angeschnitten sind, rekonstruiert, sondern ein zu niedriger Wert.

Das Phänomen tritt bei schräg angeschnittenem Volumen auf: Röntgenstrahlen, die einen kürzeren Weg durch das Objekt zurücklegen, darum weniger absorbiert wurden, liefern einen relativ größeren Beitrag zum Summenmeßsignal. Der Dichtewert wird zu niedrig.

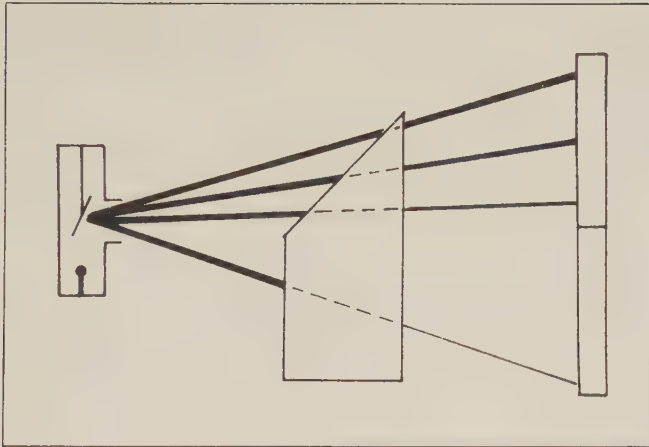


Abb. 48: Nichtlinearer Teilvolumeneffekt

Strahlen mit einem kurzen Weg durch das Objekt liefern einen relativ größeren Beitrag zum Summenmeßsignal.

Prinzipiell läßt sich sagen, daß die Gefahr der Meßwertverfälschung durch Teilvolumeneffekte um so geringer ist, je dünner die Aufnahmeschicht gewählt wird. Eine Messung im inneren Gehörgang ist besonders problematisch, wenn man bedenkt, daß eine 2 mm dicke Schicht genau das Lumen des CAI treffen soll, ohne im gesamten Verlauf des CAI irgendwelche Knochenstrukturen anzuschneiden.

Teilvolumeneffekte führen bei Dichtemessungen im inneren Gehörgang zu falsch positiven Werten.

4.2.3.3 Spektraler Aufhärtungseffekt

Die Röntgenröhre des Computertomographen liefert - wie jedes andere konventionelle Röntgengerät - ein ganzes Spektrum von Röntgenstrahlen, d.h. Quanten unterschiedlicher Energie.

Durch die übliche Vorfilterung werden Quanten niedriger Energie, die diagnostisch nicht verwertbar sind, eliminiert, um die Strahlenbelastung möglichst niedrig zu halten.

Die Schwächung der Röntgenstrahlen beim Durchdringen von Materie ist abhängig von der Energie (Wellenlänge) der Strahlung, von dem in der absorbierenden Materie zurückgelegten Weg und dem linearen Schwächungskoeffizienten des Absorbers. Wegen der Energie- und Wellenlängenabhängigkeit des Absorptionskoeffizienten schwächt ein Absorber in einem Strahlengemisch die langwelligen, "weichen", Komponenten im allgemeinen stärker als die kurzwelligen, "harten" Komponenten. Dadurch verschiebt sich der Schwerpunkt der Strahlung zu kürzeren Wellenlängen und der Absorptionskoeffizient des Strahlengemisches wird kleiner. Die Strahlung wird durchdringungsfähiger oder "aufgehärtet" (50).

Das Ergebnis der CT-Messung, der Projektionsmeßwert (= Produkt aus Weglänge durch das Meßobjekt und effektivem Absorptionskoeffizienten), wird dadurch zu niedrig.

Bei Schädeltomogrammen treten Aufhärtungsartefakte im wesentlichen als eine breite dunkle Zone zwischen den Felsenbeinen (zu niedrige Dichtewerte), eine leichte Verunschärfung von Knochenkonturen und eine starke CT-Wertabsenkung innerhalb des Knochens auf (43).

Der spektrale Aufhärtungseffekt ist mit an den physikalischen Ursachen angreifenden Verfahren weitgehend zu korrigieren, während sich Teilvolumeneffekte wegen der vielfältigen anatomischen Strukturunregelmäßigkeiten kaum durch rechnerische Verfahren eliminieren lassen. Der einzige Weg den Teilvolumeneffekt zu reduzieren ist die Verkleinerung der Aufnahmeschichtdicke.

Die Kenntnis der geschilderten Phänomene bei der Entstehung computertomographischer Meßwerte ist Voraussetzung für die Auswertung und kritische Beurteilung der Ergebnisse der vorliegenden Arbeit.

4.3 Bewertung der Meßergebnisse

Unter physiologischen Verhältnissen besteht das Meßvolumen im inneren Gehörgang aus unterschiedlichen Anteilen von Liquor, Nerven, Arterien und Hirnhäuten. Dichtewerte, die diesen Geweben entsprechen, liegen im Bereich des Nullpunktes bis zu schwach positiven Werten (ca. +40 H). Bei einem intrameatalen Tumor wird ein mehr oder weniger großer Anteil des CAI von Gewebe ausgefüllt, was zu einer Verringerung der Liquormenge im CAI führt. Es werden folglich höhere Dichtewerte überwiegen, und es ist mit einer Anhebung der mittleren Dichte zu rechnen.

Leider zeigte sich, daß die Tumoren sehr stark streuende Dichtewerte im Bereich des Nullpunktes aufweisen und damit den physiologischen Dichtewerten dieses Meßbereiches sehr ähnlich sind. Nach Kontrastmittelinfusion steigt die Dichte der Tumore zwar an, doch besteht die Gefahr, daß die höhere Dichte der vielleicht nur winzigen Tumoranteile im Mittelwert der Dichte nicht zum Ausdruck kommt. Diese Überlegung führte dazu, daß nicht nur die Mittelwerte berechnet wurden, sondern auch den Histogrammen große Aufmerksamkeit beigemessen werden sollte.

Da die ROI im inneren Gehörgang ein Bildausschnitt von nur einigen hundert Volumenelementen ist, kann sich ein Tumor - wenn er sich auch nicht signifikant im Mittelwert der Dichte widerspiegeln sollte - zumindest durch einen zusätzlichen Gipfel zum Maximalwert oder in der Höhe des Maximalwertes selbst im Histogramm bemerkbar machen. Wie sich die Form der Histogramme verhält, ist im speziellen Fall vom Verhältnis des angeschnittenen Tumorgewebes zum physiologischen Gewebe abhängig. Dabei stellt sich das Histogramm einer ROI, die überwiegend Tumorgewebe enthält, rechtsgipflig und das einer ROI, die wenige Tumoranteile enthält, linksgipflig dar.

Bei der Histogrammbeurteilung kommt erschwerend hinzu, daß die Wand des CAI "tapetenartig" von einer Meßwertlinie im Bereich von +5 bis +20 H "ausgekleidet" wird (diese Werte könnten durch Artefakte entstehen). Bei Einbeziehung dieser Linie in den Meßbereich, kann im Histogramm leicht ein Tumorverdacht erweckt werden.

Ein weiteres Problem könnten Gefäßvarianten der Arteria cerebelli inferior anterior darstellen, nämlich dann, wenn sie in Form einer engen Schlinge bis in den CAI hineinverlaufen und am Umkehrpunkt die Arteria labyrinthi entsenden. Insbesondere nach Kontrastmittelinfusion könnte in solchen Fällen ein Tumor vorgetäuscht werden.

Die ROI vor dem CAI liegt im Kleinhirnbrückenwinkel (genauer in der Cisterna ponto-cerebellaris), einem eher spaltförmigen Liquorraum, der von zahlreichen Hirnnerven (N. VII, VIII, IX, X), der Arteria cerebelli inferior anterior und zeltförmig von Arachnoidea durchzogen wird. Teilweise wird von diesem Meßbereich auch Hirngewebe aus dem Gebiet der Pons und des Cerebellum angeschnitten. Das Histogramm einer typischen ROI dieses Meßbereiches wird folglich relativ breitbasig sein und sich deutlich in den negativen (Liquor) wie in den positiven (Hirngewebe) Bereich erstrecken. Auch zweigipflige Histogramme sind zu erwarten.

Bei Tumoren der Größe A wird dieser Meßbereich unter Umständen durch den in den Porus hineingreifenden Bezirk leichte Dichteanhebungen erfahren. Von Tumoren der Größe B an wird der Meßbereich in zunehmendem Maße nur noch von Tumorgewebe ausgefüllt sein und Dichten im Positivbereich werden sich häufen. Da Tumorgewebe auch nach KM-Infusion teilweise noch negative Dichtewerte liefert, und auch cystische Tumoren vorkommen, kann diese Messung selbst bei großen Tumoren einen gewissen Anteil von negativen Dichten aufweisen.

Beim Vergleich der theoretisch zu erwartenden mit den gemessenen Ergebnissen fällt auf, daß sämtliche Werte niedriger als geschätzt ausfallen.

Der Effekt der spektralen Aufhärtung läßt sich deutlich erkennen. Dennoch treten nahezu bei allen Messungen auch Teivolumeneffekte auf, die sich in den Histogrammen in Form von hohen Werten im Positivbereich bemerkbar machen. Die Teivolumeneffekte ließen sich unter Umständen auf ein kleineres Maß reduzieren, wenn die Grenzen der Markierungsbereiche noch weiter entfernt von den umgebenden Knochenrändern gelegt würden.

4.4 Schlußfolgerungen

Um zuverlässige Resultate zu erzielen, scheinen Messungen mit Kontrastmittelverstärkung unerläßlich zu sein.

Als mittlere Dichte wurden bei den Normalbefunden vor KM-Infusion im inneren Gehörgang ausschließlich negative Werte ermittelt:

100% negative Werte

Bei den Tumoren fanden sich vor KM-Gabe immerhin noch

33.3% negative Werte

Nach KM-Infusion wird bei den Normalbefunden nur ein einziger positiver Wert gemessen:

98% negative Werte

Bei den Tumoren finden sich auch nach KM-Infusion noch drei negative Werte (15%):

85% positive Werte.

Von diesen drei negativen Werten liegen zwei nur geringfügig unter dem Nullpunkt (-0.1 und -2.0), wobei der Wert -0.1 von einem kaum in den Porus reichenden Meningeom stammt (operativ belegt). Der dritte negative Wert (-15.8) stammt von einem Neurinom der Größe A; dieser Fall wird noch besprochen werden.

Für die Messung der mittleren Dichte im inneren Gehörgang scheint die Grenze zwischen Normalbefunden und Tumoren ziemlich genau am Nullpunkt zu liegen!

Bei der Messung der mittleren Dichte im Gebiet vor dem inneren Gehörgang fanden sich folgende Verhältnisse:

Normalbefunde

oKM 22% positive , 78% negative Werte

mKM 30% positive, 70% negative Werte

Tumorfälle

oKM 74% positive, 26% negative Werte

mKM 96% positive, 4% negative Werte

Es ist kaum möglich, für den Dichtemittelwert der Messung vor dem inneren Gehörgang eine Grenze zwischen normalen und tumorverdächtigen Befunden anzugeben. Zwar weist die Mehrzahl der Normalbefunde negative Dichtemittelwerte auf, aber es existieren auch noch positive Werte bei nachweislich nichtpathologischen Fällen.

Der Dichtemittelwert verliert hier seine Bedeutung, weil sowohl die Größe, als auch die Gewebezusammensetzung dieses Meßbezirkes Schwankungen ausgesetzt sind!

Die Aussagekraft dieser Messung liegt in der Höhe des Dichteanstieges nach der Kontrastmittelinfusion:

- bei Normalbefunden um durchschnittlich 2 H
- bei Tumoren um durchschnittlich 20 H.

Bei den Dichteprofilen durch den CAI kommt zum Kriterium der erreichten Werte noch der Gesamtverlauf der Kurven hinzu. Der typische, durch den Tumor angehobene Verlauf der Meßlinie ist sehr zuverlässig und auch die kleinen Tumoren, die für die mittlere Dichte negative Werte aufwiesen, sind an den Profillinien eindeutig zu erkennen (siehe Abbildung Nr. 51a, S. 96).

Wenn die Werte für die mittlere Dichte in der Nähe des Nullpunktes lagen, ist das Histogramm in jedem Fall eine wertvolle Ergänzungsmessung. Der Untersucher gewinnt einen Überblick darüber, aus welchen Komponenten sich der Mittelwert zusammensetzt. Dabei ist es wichtig auf Maximalwerte und zusätzliche Gipfel im tumortypischen Bereich von +6 bis +30 H zu achten. Diese Werte tauchen allerdings auch bei Normalbefunden auf, so daß man eine einzelne Spitze in einem Histogramm bei z.B. +10 H nicht überbewerten darf. Vielmehr kann ein Urteil, das aufgrund der numerischen Dichtewerte getroffen wird, nur aus der Gesamtheit aller Messungen gebildet werden.

Die Formklassifizierung der Histogramme stellt einen Versuch zu einer noch weitergehenden Bewertung von CT-Aufnahmen im CAI und KHBW dar. Um darüber ein abschließendes Urteil fällen zu können, müßte eine derartige Formeinteilung an einer noch größeren Fallzahl und nach strenger definierten Maßstäben durchgeführt werden. An dieser Stelle muß darauf aufmerksam gemacht werden, daß die Formzuteilung nicht nach definierten mathematischen Richtlinien erfolgte und im Einzelfall die subjektiven Bewertungsmaßstäbe des Untersuchers über die Formzuordnung entschieden.

Bei den Messungen im inneren Gehörgang zeichnen sich für die gesamte Histogrammauswertung konstante Ergebnisse ab. Bei den Messungen vor dem CAI ist es zumindest für die Formeinteilung der Histogramme in der durchgeführten Weise weniger wahrscheinlich, daß diese Methode zu einer Entscheidungshilfe werden kann.

Für das Phänomen der unterschiedlichen Dichtewerte der Referenz-ROI bei Normalbefunden und Tumoren kann augenblicklich keine schlüssige Erklärung angeboten werden. Ausgangspunkt für einen Erklärungsversuch könnten die gesteigerten intracraniellen Druckverhältnisse und unter Umständen auch der erhöhte Eiweißgehalt des Liquors sein. Diese These wird dadurch erhärtet, daß auch für die unauffälligen Seiten der Tumorpatienten sowohl für die üblichen Meßbezirke im CAI, als auch vor dem CAI im Mittel höhere Dichtewerte gemessen werden, als bei den Normalbefunden. Bemerkenswert erscheint ferner, daß die Höhe der Abweichung von den Mittelwerten der Normalbefunde nicht mit der Größe der Tumoren korreliert.

Dichtemittelwerte

	Normalbefunde	nicht betroffene Seite der Tumorpatienten
- im CAI		
oKM	-27.2 H	-17.5 H
mKM	-24.8 H	-17.7 H
- vor CAI		
oKM	-6.7 H	-5.1 H
mKM	-4.4 H	-1.2 H

Folgende Besonderheit muß bei der Auswertung im inneren Gehörgang beachtet werden:

Vor allem im Porusbereich treten bei vielen Aufnahmen helle Schatten auf (der Porus erscheint wie von einem Grauschleier überzogen). Dabei kann es sich um Knochen-
teilvolumina handeln - dann ist die betreffende Schicht für eine Auswertung ungeeignet. Andererseits kann für derartige Aufhellungen im Porusbereich auch ein Tumor verantwortlich sein. Kontrollierende Dichtemessungen in diesem Bezirk mit Werten von +90 bis +200 H und höher weisen eindeutig auf Teilvolumeneffekte hin. Bei der Betrachtung aufeinanderfolgender, sich überlappender Schichten kann man gut erkennen, wie diejenigen Aufnahmen, die nicht exakt im Lumen des CAI liegen, von einem derartigen Grauschleier überzogen sind. Bei der Auswertung ist es deshalb hilfreich, wenn eine Serie mehrerer sich überlappender Schichten vorliegt, an denen man erkennen kann, wie das Lumen des CAI von Schicht zu Schicht größer und deutlicher abgebildet wird, um so die geeignetste Aufnahme auszuwählen.

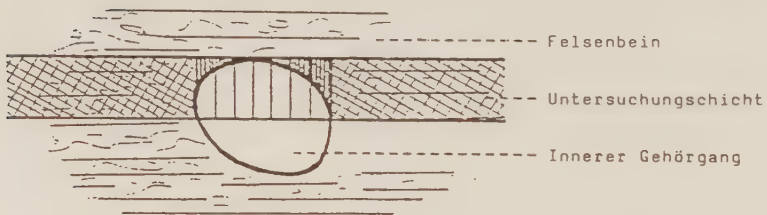


Abb. 49: Die Untersuchungsschicht liegt nicht vollständig im Lumen des inneren Gehörganges

Knochen-
teilvolumina machen eine solche Aufnahme für eine Auswertung unbrauchbar. Es handelt sich um nichtlineare Teilvolumeneffekte, die in den randständigen Meßvolumina auch bei exakt im Lumen liegenden Schichten immer auftreten.

Bei mehreren Patienten, bei denen die Luftfüllung vorgenommen worden war und sich kein Anhalt für pathologische Veränderungen ergeben hatte, wurde eine Bestimmung der normalen Dichteverteilung in der hinteren Schädelgrube durchgeführt. Hierzu wurden die einzelnen Dichtewerte im Bereich von ca. -100 bis +100 H mittels der Funktion HL (Helltasten) in kleinen Schritten auf ihre räumliche Verteilung in der hinteren Schädelgrube hin abgefragt. Die Ergebnisse können näherungsweise zu folgenden Richtlinien zusammengefaßt werden:

- der CAI wird weitgehend von Werten zwischen
- 60 und 0.0 H ausgefüllt
- zusätzlich kommen immer positive Werte bis etwa
+ 40 H vor
- der Rand des CAI ist immer von einer kontinuierlichen Linie positiver Werte ausgekleidet
- im Gebiet der Cisterna ponto-cerebellaris finden sich Werte von -30 bis +20 H
- die Grenze zwischen Liquor und Hirngewebe wird von einer Linie von Werten im Bereich von 0.0 bis +10 H gebildet
- das Hirngewebe ist dem Bereich 0.0 bis +50 H zuzurechnen.

Diese Angaben stimmen mit den Meßergebnissen überein.

Nachdem demonstriert werden konnte, daß bei physiologischen Verhältnissen im CAI überwiegend negative Werte gefunden werden, liegt die Frage nahe, ob man mit der Funktion "Helltasten" eines Dichtebereiches einfach alle tumorverdächtigen Dichtewerte aufleuchten lassen kann und dann ohne weitere, teilweise aufwendige Messungen jeden Tumor als eine Anhäufung von weißen Punkten erkennen kann. Dies wäre natürlich eine elegante und rasche Methode. In vielen Fällen ist sie durchaus auch anwendbar, zumindest bei Tumoren ab Größe B - aber diese erkennt man in der Regel auch ohne weitere Bildaufbereitungen. Bei rein intrameatalen Tumoren sind die wenigen Punkte höherer Dichte so weit verstreut, daß man das Verteilungsmuster positiver Bildpunkte im CAI (es kommen ja auch bei Normalbefunden positive Werte vor) von einem unpathologischen Verteilungsmuster kaum unterscheiden kann.

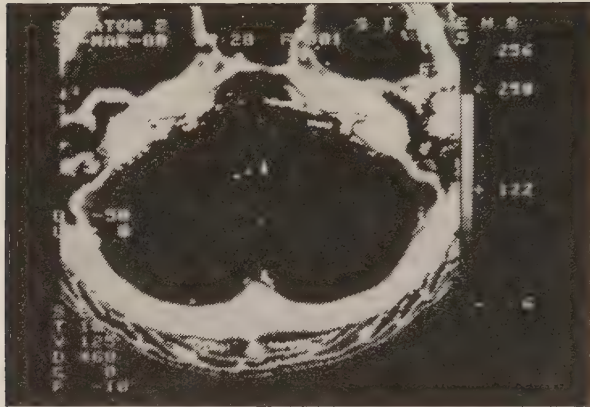


Abb. 50a: Darstellung beider innerer Gehörgänge bei einem Normalbefund

Durch Helltasten kann demonstriert werden, daß im inneren Gehörgang weitgehend negative Dichtewerte im Bereich von -50 bis 0.0 H gemessen werden.

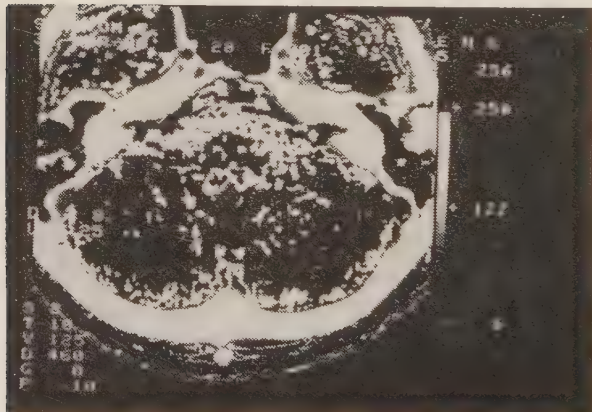


Abb. 50b: Computertomographischer Normalbefund beider innerer Gehörgänge aus Abbildung 50a

Positive Dichtewerte im tumorverdächtigen Bereich bis etwa +25 H werden im inneren Gehörgang nur vereinzelt gemessen.

Bei einem kleinen, rein intrameatalen Tumor blieb die mittlere Dichte auch nach Kontrastmittelinfusion weit negativ (-15.8 H):

Die Histogramme der Messungen im CAI waren vor und nach KM-Infusion rechtsgipflig (Form 2) und wiesen verdächtige zusätzliche Gipfel bei +13 H auf. Die Maximalwerte waren mit -10 H (oKM) und -3 H (mKM) unauffällig.

Durch Helltasten ließen sich im Dichtebereich von +5 bis +15 H zwei winzige Partikel im Porusbereich nachweisen, die eindeutig dem Tumor entsprachen, aber in ganz ähnlicher Form auch bei Normalbefunden auftreten. In hohem Maße tumorverdächtig waren die beiden Meßprofile durch den CAI: sie wiesen beide die jeweils typischen, durch einen Tumor veränderten Verläufe auf (siehe Abbildungen 51, S.96).

Bei der letzten computertomographischen Aufnahme der Gascisternographie (wobei keine Luft in den CAI gelangt war) erreichte die mittlere Dichte dann einen Wert von +20.8 H. Der Dichteanstieg hatte sich folglich extrem langsam vollzogen, was ein Hinweis für gering ausgeprägte Durchblutungsverhältnisse in diesem kleinen Tumor ist.

Bei einem weiteren Fall mit der mittleren Dichte -2.0 H sind alle Meßergebnisse ganz ähnlich gelagert.

HOUSE weist darauf hin, daß ein Tumor, der dem Porus auch nur minimal exzentrisch aufsitzt, mit hoher Wahrscheinlichkeit kein Akustikusneurinom ist. Wir fanden jedoch ein Neurinom der Größe B, das aus zwei rundlichen Anteilen von jeweils etwa 1 cm Durchmesser bestand (der Form einer Sanduhr ähnlich), wobei der eine Anteil sich im CAI befand, während der andere Anteil dem Porus - um gut zwei Drittel seines Durchmessers versetzt - aufsaß. Dieser Tumor ist operativ und histologisch belegt (Siehe Abbildung 52, Seite 97).

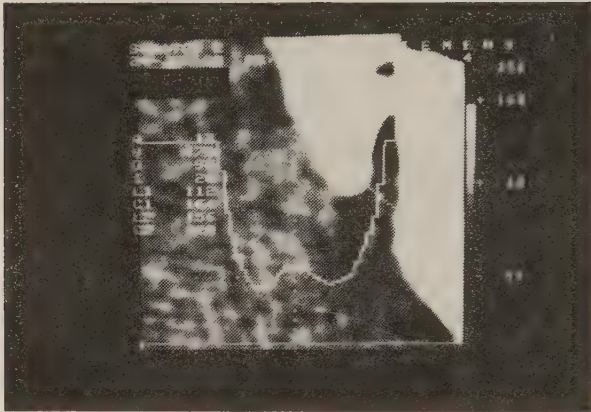


Abb. 51a: Meßprofil durch den Porus bei einem Akustikustumor der Größe A

Während die mittlere Dichte des Markierungsbereiches im inneren Gehörgang weit negativ war, wies der Verlauf dieser Meßlinie eindeutig auf einen Tumor hin!

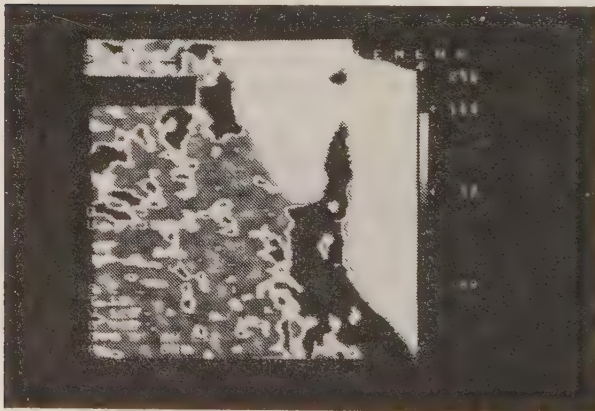


Abb. 51b: Helltasten im tumorverdächtigen Bereich von +5 bis +15 H in der obigen Abbildung

Im Porusbereich erkennt man zwei kleine Partikel, die vor der Kontrastmittelinfusion die einzigen Anteile höherer Dichte dieses Tumors sind, der den inneren Gehörgang fast vollständig ausfüllt.

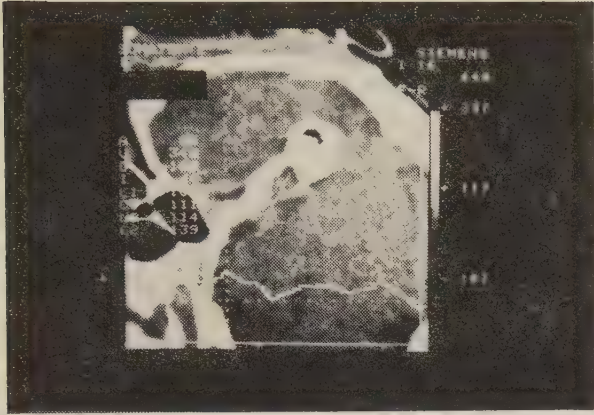


Abb. 52: Sanduhrförmiger Tumor der Größe B, dessen extrameataler Anteil dem Porus exzentrisch aufsitzt (operativ bestätigt)

Die beiden rundlichen Portionen des Tumors haben jeweils einen Durchmesser von 1 cm; die Gesamtlänge des Tumors ist durch die gepunktete Meßlinie gekennzeichnet.

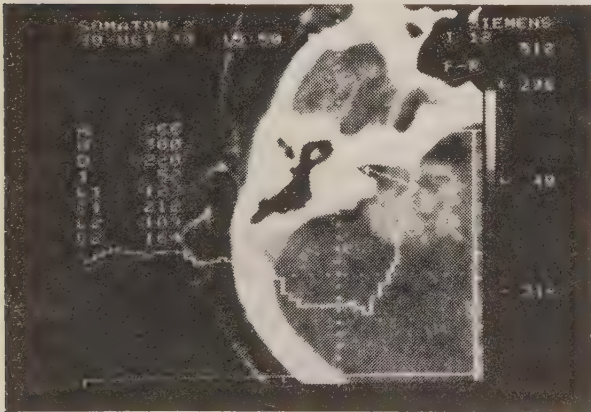


Abb. 53: Akustikustumor der Größe D (operativ bestätigt)

Radiologisch erscheint der Fundus des inneren Gehörganges frei von Tumorgewebe.

Bei einigen Tumoren verschiedener Größe stellte sich der Fundus des CAI radiologisch so dar, als sei er vollkommen frei von Tumorgewebe (siehe Abb. Nr.53 Seite 97). Es lassen sich keine Anhaltspunkte dafür finden, daß es sich hierbei um Artefakte handeln könnte.

Indirekte Tumorhinweise

Bei allen Messungen wurden die inneren Gehörgänge auf Formanomalien hin kontrolliert, wobei stets die betroffene Seite mit der unauffälligen Seite verglichen wurde.

Durch direkten Tumordruck oder durch Erhöhung des Liquordruckes kommt es häufig zu einer gleichmäßigen Aufweitung des CAI unter relativer Beibehaltung der ursprünglichen Form. Es gibt aber auch porusnahe, trichterförmige oder flaschenförmige Veränderungen. Rundliche Erweiterungen werden häufig bei Neurofibromatosis v. Recklinghausen beobachtet. Der CAI der Gegenseite kann ebenfalls durch intracranielle Drucksteigerung oder durch Massenverschiebungen aufgeweitet sein (2, 12, 30, 46, 51).

Weitere indirekte Tumorhinweise:

- Verlagerung des 4. Ventrikels (68% der Tumorfälle). Nach WITTEN und WADE sind nur massive Befunde zu verwerten; auch ein Nichtauffinden kann nicht als pathologisch gewertet werden (12, 42, 53).
- Oedeme (28% der Tumorfälle) finden sich nur bei sehr großen Tumoren. Sie entstehen durch vermehrte Wassereinlagerung in das dem Tumor benachbarte Hirngewebe und führen zu niedrigen Dichtewerten im betreffenden Gebiet (52).
- Hydrocephalus - wurde nicht beobachtet (25).

- Vergrößerung der Cisterna ponto-cerebellaris auf der Seite des Tumors und Verkleinerung auf der Gegenseite; diese häufig beschriebene Veränderung konnte nur selten und nur bei großen Tumoren beobachtet werden.
- Arachnoidalzysten wurden nicht beobachtet; da sie - nach WITTEN und WADE - praktisch ausschließlich gemeinsam mit Akustikustumoren auftreten, kann beim Auffinden einer Arachnoidalzyste mit hoher Wahrscheinlichkeit ein Akustikustumor angenommen werden (53).

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß sich alle indirekten Tumorhinweise nur bei großen Tumoren fanden, deren Diagnostik in der Regel keine Schwierigkeiten bereitet.

Nach Auffinden einer pathologischen Dichteanhebung im KHBW müssen neben einem Akustikusneurinom folgende Veränderungen differentialdiagnostisch in Erwägung gezogen werden:

- Das Meningeom hat bereits vor Kontrastmittelinfusion eine höhere Dichte als das Hirngewebe; nach KM-Gabe vollzieht sich ein starker Dichteanstieg.
- Metastasen maligner Tumoren können ein Akustikusneurinom vortäuschen.
- Das Cholesteatom im Kleinhirnbrückenwinkel hat eine niedrigere Dichte als Hirngewebe. Nach KM-Infusion findet sich ein nur geringer oder fehlender Dichteanstieg (53).
- Calcifizierungen haben die gleiche Dichte wie Knochengewebe.

- Glomus jugulare Tumoren haben vor KM-Infusion etwas höhere Dichte als Hirngewebe. Typischerweise erscheinen sie im KHBW weiter kaudal als Akustikusneurinome. Unter Umständen kann man die Knocheninfiltration erkennen.
- Neurinome anderer Hirnnerven.

Eine Auswertung der computertomographischen Meßdaten, die in der dargestellten Weise vollständig durchgeführt wurde, erlaubt mit hoher Wahrscheinlichkeit zwischen pathologischen und unpathologischen Verhältnissen zu unterscheiden.

Die Dichtemessung allein ist allerdings keine beweisende Methode; der sichere Befund: "kein Tumor im inneren Gehörgang" kann nur nach der Cisternomeatographie erhoben werden.

Für denselben Untersucher waren alle Ergebnisse stets gut reproduzierbar, was durch viele Wiederholungsmessungen bestätigt wurde. Die Daten aller Tumorfälle wurden mindestens dreimal, in einigen Fällen bis zu sechsmal überprüft. Dabei blieben die gemessenen Ergebnisse oftmals bis zur ersten Dezimalstelle konstant.

Es muß aber eingeräumt werden, daß eine Übertragbarkeit der zahlenmäßigen Ergebnisse auf andere Untersucher nicht in jedem Fall gewährleistet ist und die Reproduzierbarkeit der Meßdaten in hohem Maße von der Erfahrung des Untersuchers abhängig ist.

5. Zusammenfassung

Die Meßdaten der computertomographischen Untersuchung von 25 Tumoren des inneren Gehörganges (CAI) und des Kleinhirnbrückenwinkels (KHBW) sowie von 56 Normalbefunden dieser Gebiete wurden einer verfeinerten Auswertung unterzogen.

Ziel der Untersuchung war es, die Konstanz der computertomographischen Dichtewerte für den CAI und den KHBW zu überprüfen und Werte zu erarbeiten, die für das Vorliegen eines Tumors typisch sind. Hierbei ist zu beachten, daß Dichtebestimmungen in diesem Gebiet einer Meßwertverfälschung unterliegen.

Bei der Auswertung wurde die mittlere Dichte und die Standardabweichung im CAI sowie in einem Meßgebiet im KHBW errechnet. Die Verteilung der einzelnen Dichtewerte in den Meßbereichen wurde als Stabdiagramm dargestellt, wobei Symmetrieverhältnisse, häufigster gemessener Wert und zusätzlich zum Maximalwert auftretende Gipfel (1. und 2. Modalwert) aufgezeichnet wurden. Längs und quer durch den CAI wurden Dichteprofillinien erstellt. An bestimmten Punkten der hinteren Schädelgrube wurden Kontrollmessungen durchgeführt. Diagnostizierte Tumoren wurden auf ihr Dichteverhalten überprüft. Alle Parameter wurden vor und nach Kontrastmittelinfusion bestimmt. Zur Sicherung der Befunde diente die Luftcisternomeatographie.

Bei den Normalbefunden änderte sich die mittlere Dichte im CAI nach Kontrastmittelinfusion nur unwesentlich; in 98% der Fälle wurde für die mittlere Dichte ein negativer Wert berechnet. Bei den Tumorfällen vollzog sich nach Kontrastmittelgabe ein sprunghafter Dichteanstieg, 85% der Dichtemittelwerte im CAI waren positiv.

Größe und somit Gewebeinhalt des Meßbereiches im KHBW sind Schwankungen ausgesetzt. Dadurch sind die Dichtemittelwerte nicht konstant. Das Kriterium für einen pathologischen Befund ist in diesem Bereich der Dichteanstieg nach Kontrastmittelinfusion. Die Dichteprofillinien wiesen bei Vorliegen eines Tumors typische Kurvenverläufe auf. Unterschiedliche Dichten bei den Referenzmessungen zwischen Tumoren und Normalbefunden konnten nicht sicher gedeutet werden. Untersuchungen ohne Kontrastmittel zeigten sich nicht genügend aussagekräftig.

Das Auffinden großer Tumoren bereitet in der Regel keine Schwierigkeiten. Kleine, intrameatale Tumoren weisen stark streuende Dichtewerte um den Nullpunkt bis in den schwach positiven Bereich auf. Dabei lassen sich nur so wenige Tumoranteile höherer Dichte nachweisen, daß sie kaum einen Einfluß auf den Mittelwert der Dichte im CAI haben. Meßprofile und Histogramme deuten aber in solchen Fällen auf einen Tumor hin.

Es zeigte sich weiterhin, daß die Dichtemittelwerte im CAI trotz Verfälschung durch Artefakte bei den Normalbefunden konstant im negativen und bei den Tumoren konstant im positiven Bereich streuen. Der Nullpunkt bildet die Grenze zwischen pathologischen und unpathologischen Befunden. In Form von Punktwolken (Scatterdiagrammen), wobei die mittlere Dichte gegen die Standardabweichung aufgetragen ist, kann die meßtechnische Trennung zwischen Normalbefunden und Tumoren deutlich gemacht werden.

Die quantitative Bildauswertung liefert relevante und anderweitig bisher nicht veröffentlichte Ergebnisse. Die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse mit dieser Methode ist in hohem Maße von der Erfahrung des Untersuchers abhängig, da Artefakte und andere Einflüsse eine automatische Auswertung verhindern. Trotzdem sollte, evtl. mit verbesserten Auswerteprogrammen, diese Methode weiter verfolgt werden!

6. Literaturhinweise

1. Bebin, J.: Pathophysiology of Acoustic Tumors
In: House, W.F., Luetje, C.M.:
Acoustic Tumors, Vol. I, Diagnosis
University Park Press, Baltimore, (1979)
2. Bentson, J.R., Mancuso, A., Winter, J., Hanafey, W.:
Combined Gas Cisternography and Edge-
enhanced Computet Tomography of the Internal
Auditory Canal
Radiology 136, 777-779 (Sept. 1979)
3. Bergeron, R.T., Cohen, N.L., Pinto, R.S.:
Role of Computerized Tomography in the
Diagnosis of Acoustic Neuromas
Arch. Otolaryngol. 103, 314-317 (Juni 1977)
4. Brooks, R.A., Di Chiro, G.: Theory of Image Reconstruc-
tion in Computed Tomography
Radiology 117, 561 (1975)
5. Brooks, R.A., Di Chiro, G.: Statistical Limitations in
X-Ray Reconstructive Tomography
Med. Phys. 3, 237 (1976)
6. Brooks, R.A., Di Chiro, G.: Principles of Computer
Assisted Tomography (CAT) in Radiographic
and Radioisotopic Imaging
Phys. Med. Biol. 21, 689 (1976)
7. Cormack, A.M.: Representation of a Function by its Line
Integrals, with some radiological Applications
J. Appl. Phys. 34, 2722-2727, (1963)
8. Cormack, A.M.: Representation of a Function by its Line
Integrals, with some radiological Applications II
J. Appl. Phys. 35, 2908-2913, (1964)
9. Cormack, A.M.: Reconstruction of Densities from their Pro-
jections, with Applications in Radiological
Physics.
Phys. Med. Biol. 18, 195-207, (März 1973)
10. Crabtree, J.A., Gardner, G.: Radiographic Findings in
Cerebellopontine Angle Tumors
In: House, F.W., Luetje, C.M.: Acoustic
Tumors, Volume I, Diagnosis
University Park Press, Baltimore (1979)
11. Davis, K.R., Parker, S.W., New, P.F.J., et al.: Computed
Tomography of Acoustic Neuroma
Radiology 124, 81-86 (Juli 1977)
12. Dubois, P.J., Rosenbaum, A.E., Drayer, B.P., Bank, W.O.,
Ziad, L.D.: An Evaluation of Current Diagnostic
Radiologic Modalities in the Investigation of
Acoustic Neuromas
Radiology 126, 173-179, (1978)

13. Edholm,P.: Image Construction in Transversal Computer Tomography
Acta Radiologica 346, 21 (1975)
14. Grehn,S., Wissmann,C., Helms,J.: Die Diagnostik von Kleinhirnbrückenwinkel-Tumoren mittels Tomographie nach positiver Kontrastzisternographie
Fortschr.Röntgenstr. 125,5 438-441 (1976)
15. Grepe,A., Greitz,T., Noren,G.: Computer Assisted Tomography of Extracerebral Tumors using Lumbar Injection of Water-Soluble Contrast Medium
Acta Radiol.Suppl. (Stockholm) 346,51-62 (1975)
16. Hatam,A. Möller,A. Olivecrona,H.: Evaluation of the Internal Auditory Meatus with Acoustic Neuromas using Computed Tomography
Neuroradiology 17, 197-200, (1979)
17. Hatam.A.,Möller,A.; Olivecrona,H.: Changes of Internal Auditory Meatus
Neuroradiology 16, 454-455 (1978)
18. Henschen,F.: Om Acustictumoren
Hygeia (Stockholm) 10, 31 (1910)
19. Henschen,F.: Über Geschwülste der hinteren Schädelgrube insbesondere der Kleinhirnbrückenwinkel-tumore
Arch.Psychiatr. 56, 20-122 (1915)
20. Henschen,F.: Tumore des Zentralnervensystems und seiner Hüllen. In: Handbuch der Speziellen Pathologischen Anatomie und Histologie, Bd.13: Erkrankungen des Zentralnervensystems
Springer Verlag Berlin, (1955)
21. Henschen,F.: Contribution to the Technique of Projection in Roentgenological Examination of Pars Petrosa
Veröffentlicht von Eric Lysholm
Acta Radiol. 9, 54-66 (1928)
22. Hounsfield,G.N., Ambrose,J. Perry,J., Bridges,G.: Computerized Transvers Axial Scanning (Tomography) Part I: Description of System
British Journal of Radiology 46,1016-1022,(1973)
23. Hounsfield,G.N.,Ambrose,J., Perry,J., Bridges,G.: Computerized Transvers Axial Scanning (Tomography) Part II: Clinical Application
British Journal of Radiology 46,1023-1047 (1973)
24. Hounsfield,G.N.,Ambrose,J., Perry,J., Bridges,G.: Computerized Transvers Axial Scanning (Tomography) Part III: Radiation Dose Considerations
British Journal of Radiology 46,1048-1051 (1973)

25. House, W.F., Luetje, C.M.: Acoustic Tumors , Volume I
Diagnosis
University Park Press, Baltimore, (1979)
26. Kimbel, K.H.: Röntgenkontrastmittel und ihre Anwendung
In: Forth, W., Rummel, W., Henschler, D.:
Pharmakologie und Toxikologie,
Wissenschaftsverlag Mannheim, Wien, Zürich
(1977)
27. Kirchhoff, J., Pinto, K.S., Bergeron, R.T. et al.:
Air CT Cisternography and Canalography for
small Acoustic Neuromas
Am.J.Neuroradiol. 1, 57-63 (1980)
28. Lissner, J., Hug, O.: Kompendium der Radiologie
Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart (1975)
29. Linke, G.: Technische Grundlagen der Computertomographie
Röntgenpraxis 7, 159 (1977)
30. Mathew, G.D., Facer, G.W., Suh, K.W., Houser, O., O'Brien, P.:
Symptoms, Findings and Methods of Diagnosis
in Patients with Acoustic Neuroma
The Laryngoscope, 12, 1893-1903 (1978)
31. Palacios, E., Valvassori, G.: Computed Axial Tomography
in Otorhinolaryngology
Adv. Otorhinolaryngol. 24, 1-8 (1978)
32. Parker, S.W., Davis, K.R.: Limitations of Computed
Tomography in Investigation of Acoustic
Neuromas
Ann.Otol.Rhinol.Laryngol. 86, 436-440 (1977)
33. Petersilka, E., Pfeiler, M.: Zur Technik der Computer-
tomographie
Röntgenberichte Band 6, Heft 3, 233-258 (1977)
34. Pfeiler, M.: The Physics and Technology of Computed
Tomography; An Introduction
In: Lauksch, W., Katzner, E.: Cranial
Computerized Tomography
Springer Verlag Berlin 1976
35. Pfeiler, M.: Modellvorstellungen zur Bildaufzeichnung
bei der Computertomographie
Electromedica 1, 19 (1976)
36. Phelps, M.E.: Attenuation Coeffizients of various Body
Tissues, Fluids and Lesions at Photon Energies
of 18 to 136 keV
Radiology 117, 573 (1975)
37. Plester, D., Wende S., Nakayama, N.: Kleinhirnbrücken-
winkeltumore
Springer Verlag Berlin (1978)
38. Ramsey, G.: Übungen in radiologischer Diagnostik Bd.7
Thieme Verlag Stuttgart (1978)

39. Reinfelder-Weninger, H.: Dissertation: Vergleichende Untersuchungen am Pankreas - Computertomographie, Röntgenleeraufnahme, Pankreatographie, Makroskopie, Histologie (in Druck)
40. Rettinger, G., Kalender, W., Henschke, F.: Hochauflösungs-Computertomographie des Felsenbeines
Computertomographie Heft 3, Band 1, 109-116
(Sept. 1981)
41. Rettinger, G., Haid, T., Wigand, M.E.: Computertomographische Frühdiagnostik des Akustikusneurinoms
HNO, Band 29, Heft 3 (1981)
42. Robbins, B., Marshall, W.h.jr.: Computed Tomography of Acoustic Neuroma
Radiology 128, 367-370 (1978)
43. Rührnschopf, E.-P., Kalender, W.A.: Artefakte durch nicht-lineare Teilvolumen- und Aufhärtungseffekte bei der Computertomographie
Electromedica 2, 96-105 (1981)
44. Schubinger, O., Valvanis, A., Menges, H.: Computed Tomography for Small Acoustic Neuromas
Neuroradiology 15, 287-290 (1978)
45. Schultz, E., Felix, R.: Computertomographie: Grundlagen und Abbildungseigenschaften
Triangel Band 18, Nr. 1 (1979)
46. Shaffer, K.A., Haughton, V.M., Wilson, Ch.R.: High Resolution Computed Tomography of the Temporal Bone
Neuroradiology 134, 409-414 (1980)
47. Siemens Aktiengesellschaft Erlangen: Meßeigenschaften des Somatom 2
Systembeschreibung Nr. M-R 36/1865 (1979)
48. Siemens Aktiengesellschaft: Daten zur Medizinischen Technik: Formeln, Fakten
Verlag: Siemens Aktiengesellschaft
Berlin, München (1980)
49. Sortland, O.: Computed Tomography Combined with Gas Cisternography for the Diagnosis of expanding Lesions in the Cerebellopontine Angle
Neuroradiology 18, 19-22 (1979)
50. Ulrichs, H.-Ch.: Physik
Herder Verlag Freiburg, Basel, Wien (1976)
51. Valvassori, G.E.: The Abnormal Internal Auditory Canal: The Diagnosis of Acoustic Neuroma
Radiology 3, 449-459, (März 1969)

52. Wende, S., Aulich, A., Kretzschmar, K.; Grumme, Th., Meese, W.,
Lange, S., Steihoff, H., Lauksch, W., Kazner, E.:
Die Computertomographie der Hirngeschwülste
Radiologe 17, 149 (1979)
53. Witten, R.M., Wade, Ch.T.: Computed Tomography in
Acoustic Tumor Diagnosis
In: House, W.F., Luetje, C.M.:
Acoustic Tumors Volume I, Diagnosis
University Park Press, Baltimore (1979)

Herrn Prof. Dr. M.E. Wigand danke ich herzlich für
die Überlassung des Themas.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. Dr. habil. G.Rettinger
und Herrn Dr. W. Kalender, die mich bei der Durchführung der
Arbeit stets mit wertvollem Rat und freundlicher Hilfe unter-
stützt haben.

Die Auswertungen am Evaluskop wurden mit Unterstützung
der WILHELM-SANDER STIFTUNG (Neustadt/Donau) ausgeführt.

LEBENS LAUF

- 12.01.1955 geboren in Erlangen
- 21.06.1975 allg. Hochschulreife am Marie-Therese-Gymnasium in Erlangen
- 01.07.1975
-
- 31.12.1975 Bundeswehr
- 03.05.1976
-
- 30.09.1976 Krankenpflegepraktikum an der Universitäts Hals-, Nasen- und Ohrenklinik Erlangen
- 18.10.1976 Beginn des Medizinstudiums an der Universität Düsseldorf
- 25.08.1978 Ärztliche Vorprüfung in Düsseldorf
- 02.11.1978 Fortsetzung des Studiums in Würzburg
- 30.08.1979 I. Teil der Ärztlichen Prüfung in Würzburg
- 05.11.1979 Fortsetzung des Studiums in Erlangen
- 19.03.1982 II. Teil der Ärztlichen Prüfung in Erlangen
- 19.04.1982 Praktisches Jahr an der Universitäts Kinderklinik in Erlangen, der Chirurgischen Klinik des Stadtkrankenhauses Fürth und der Abteilung für Innere Medizin des Stadtkrankenhauses Hof
- 07.04.1983 III. Teil der Ärztlichen Prüfung in Erlangen
- 20.04.1983 Mündlicher Teil des III. Abschnittes der Ärztlichen Prüfung in Erlangen
- 27.04.1983 Approbation als Arzt
- 15.05.1983 Assistenzarzt der Chirurgischen Abteilung des Kreiskrankenhauses Scheßlitz

